

Entwicklung und Erprobung eines Verfahrens zur Detektion von kavitationsinduzierenden Keimen in hydraulischen Versuchsanlagen

Vom Fachbereich Maschinenbau
an der Technischen Universität Darmstadt

zur

Erlangung des Grades eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte

Dissertation

vorgelegt von

Dipl.-Ing. Nuri Hamadeh

aus Bendorf

Berichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. B. Stoffel
Mitberichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. M. Hampe
Tag der Einreichung:	08. Februar 2011
Tag der mündlichen Prüfung:	10. Mai 2011

Darmstadt 2011

D17

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Fluidsystemtechnik, vormals Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik der Technischen Universität Darmstadt.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Bernd Stoffel, dem ehemaligen Leiter des Fachgebiets Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik, für die Anregung zu dieser Arbeit, das mir entgegengebrachte Vertrauen sowie seine wertvollen Ratschläge in vielen Fachgesprächen.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Peter Pelz, Leiter des Instituts für Fluidsystemtechnik, danke ich herzlich für die Möglichkeit der Durchführung des dieser Arbeit zugrundeliegenden Forschungsprojektes, seine fachlichen Anregungen und die mir stets entgegengebrachte Bereitschaft für Gespräche.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Manfred Hampe, Leiter des Fachgebiets Thermische Verfahrenstechnik danke ich für die bereitwillige Übernahme des Korreferats und die kritische Begutachtung der Arbeit.

Bedanken möchte ich mich darüber hinaus beim Fachverband Pumpen und Systeme des VDMA und bei der Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen (AiF) für die Bereitstellung der finanziellen Mittel für das Forschungsvorhaben. Darüber hinaus danke ich dem Arbeitskreis „Versuchsbedingungen bei Kavitationsmessungen“ für die konstruktive Zusammenarbeit und die anregenden Diskussionen in den projektbegleitenden Sitzungen.

Ein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr.-Ing. Gerhard Ludwig sowie meinen Kolleginnen und Kollegen für zahlreiche anregende fachliche Diskussionen und unzählige erheiternde Gespräche. Die stets vorhandene Hilfsbereitschaft war eine wichtige Voraussetzung für das überaus angenehme Arbeitsklima. Ebenfalls bedanke ich mich bei den Studenten, die mich im Rahmen ihrer Studien- und Diplomarbeiten sowie ihrer HiWi Tätigkeiten unterstützt haben.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der institutseigenen Werkstatt für ihre Unterstützung bei den Prüfstandsarbeiten und die langjährige Erduldung der durch den Versuchsstand verursachten Geräuschkulisse.

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit eigenständig und ausschließlich unter Verwendung der genannten Hilfsmittel angefertigt habe.

Nuri Hamadeh

Frankfurt, 08.02.2011

Entwicklung und Erprobung eines Verfahrens zur Detektion von kavitationsinduzierenden Keimen in hydraulischen Versuchsanlagen

Trotz der stetig zunehmenden Bedeutung numerischer Methoden bei der Auslegung von Kreiselpumpen, kann auch heute noch nicht auf experimentelle Untersuchungen an dafür geeigneten Versuchsanlagen verzichtet werden. Daraus resultiert die Notwendigkeit der Kenntnis der in Bezug auf Kavitation relevanten Flüssigkeitseigenschaften wie Gas- und Keimgehalt und somit eine geeignete messtechnische Erfassung dieser Größen.

Basierend auf einem *In-situ-Messsystem* zur Messung der Zugfestigkeit von Flüssigkeiten, wurde in dieser Arbeit ein Verfahren entwickelt, mit dem die Konzentration von kavitationsinduzierenden Keimen in hydraulischen Versuchsanlagen bestimmt werden kann.

Der Scherpunkt lag dabei auf der Entwicklung eines Verfahrens zur Durchführung von Zugfestigkeitsmessungen mit dem *In-situ-Messsystem* und einer geeigneten Auswertemethode zur Berechnung der am Eintritt des Messgeräts vorliegenden Keime. Zu diesem Zweck wurden unter Einbeziehung sämtlicher mit dem Messprinzip einhergehenden Einschränkungen in Bezug auf die Detektion von Kavitationsereignissen ein standardisierter Messablauf sowie ein automatisches Auswerteverfahren entwickelt.

Unter Variation der hydrodynamischen Randbedingungen am Düseneintritt wurden anschließend durch Einbau der Messdüse in die Saugleitung eines Radialpumpenprüfstands verschiedene Messreihen durchgeführt, mit denen die prinzipielle Funktionsweise des Messverfahrens nachgewiesen werden konnte.

Durch den Einbau einer zweiten Messdüse in die Druckleitung des Radialpumpenprüfstands wurden abschließend unter gleichzeitigem Einsatz beider Messdüsen parallel zu Abreißversuchen an der Versuchspumpe zahlreiche Messreihen durchgeführt, durch die die Einflüsse der im Rahmen von Kavitationsuntersuchungen üblicherweise variierten Parameter auf die Keimverteilung an den beiden Messpositionen ermittelt werden konnten.

Development and Testing of a Measuring Method for the Detection of Cavitation Inducing Nuclei in Hydraulic Test Rigs

Despite the continuously increasing significance of numerical methods in the course of the design of centrifugal pumps, experimental investigations in appropriate hydraulic test rigs still play an important role within the development process. Consequently, it is necessary to know the relevant fluid characteristics with regard to cavitation such as the contents of dissolved gas and of cavitation nuclei and to apply adequate methods for the metrological acquisition of these parameters.

Based on an *in-situ-measuring-device* that is used for measuring the tensile strength of liquids, a method was developed for the determination of the concentration of cavitation inducing nuclei in hydraulic test rigs.

The main focus of this work was the development of a method for conducting measurements of the tensile strength by means of the in-situ-measuring-device and subsequently using this measurement data for calculating the size of cavitation nuclei at the inlet of the measuring device. For this purpose a standardised measuring procedure as well as an automatic evaluation process was developed that take into account all relevant technical limitations associated with the measuring principle with particular regard to the detection of cavitation nuclei.

Subsequently, by installing the in-situ-nozzle into the suction line of a centrifugal pump test rig and by varying the hydrodynamic boundary conditions, various series of measurements were conducted which were initially used to verify the operability of the measuring method.

After mounting a second in-situ-nozzle into the pressure line of the same centrifugal pump test rig, numerous series of measurements were conducted in which both in-situ-nozzles were used to carry out simultaneous measurements of the tensile strength and the head drop of the test pump. Finally, the results of these investigations were used to qualitatively determine the influences of the parameters generally varied in connection with cavitation measurements on the nuclei distribution at both measuring positions.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	VIII
Verwendete Symbole	IX
1. Einleitung	1
1.1. Problemstellung	1
1.2. Zielsetzung und Methodik	1
2. Theoretische Grundlagen	3
2.1. Begriffserläuterungen und Definitionen	3
2.1.1. Kavitation	3
2.1.1.1. Kavitationsbeginn	4
2.1.1.2. Erscheinungsformen von Dampfkavitation	6
2.1.2. Zugspannung und Zugfestigkeit	7
2.1.3. Gasgehalt	8
2.1.4. Keimarten und Keimgehalt	10
2.1.5. Wasserqualität	11
2.1.6. Hydrodynamische Randbedingungen	12
2.2. Keimverteilungen	12
2.2.1. Methoden zur Messung der Keimverteilung	13
3. In-situ-Messsystem	16
3.1. Existierende Suszeptibilitätsmessgeräte	16
3.2. Konstruktion der In-situ-Düse	18
3.2.1. Fertigung der Düsengeometrie	22
3.3. Instrumentierung des In-situ-Messsystems	24
3.4. Montage der In-situ-Düse	25
3.5. Erzeugung des Düsenvolumenstroms	27
3.5.1. Bestimmung des Düsenvolumenstroms	28
3.6. Bestimmung der Zugfestigkeit	32
3.7. Steuersoftware des In-situ-Messsystems	33
3.8. Verwendung der In-situ-Düse als Keimspektrometer	34
3.8.1. Statische Betrachtung des Keimwachstums	35
3.8.2. Dynamische Betrachtung des Keimwachstums	37
3.8.2.1. Numerisches Keimmodell	37

3.8.2.2.	Dynamisches Keimwachstum in der In-situ-Düse	39
3.8.2.3.	Einfluss von Diffusion	41
3.8.3.	Ermittlung der Blasen-/Keimradien	45
3.9.	Detektion von Einzelereignissen in der In-situ-Düse	46
3.9.1.	Unschärfe in der Detektion	47
3.9.1.1.	Räumliche Unschärfe	48
3.9.1.2.	Zeitliche Unschärfe	50
3.9.2.	Differenzierung zwischen Einzelereignissen	52
3.9.2.1.	Ereignisrate	52
3.10.	Messablauf mit der In-situ-Düse	53
3.10.1.	Vorausgehende Überlegungen	53
3.10.2.	Standardisierter Messablauf mit dem In-situ-Messsystem	55
3.11.	Auswertung der In-situ-Düsen-Messungen	59
3.11.1.	Vorgehensweise zur Ermittlung der Zugfestigkeit	59
3.11.1.1.	Totzeit bei der Ereignisdetektion	61
3.11.1.2.	Filterung des Körperschallsignals	63
3.11.1.3.	Erkennung von Vollkavitation	64
3.11.1.4.	Ablauf bei der Ermittlung der Zugfestigkeit	65
3.11.2.	Vorgehensweise zur Ermittlung der Keimverteilung	67
3.11.2.1.	Zusammenführung der Einzelmessungen	67
3.11.2.2.	Berechnung der Keimradien	68
3.11.2.3.	Berechnung der Konzentration an Dampfkeimen	69
3.11.2.4.	Ermittlung der Konzentrationsverteilung	70
3.11.2.5.	Berechnung der Konzentration an Pseudokavitationskeimen	73
4.	Hydraulische Versuchseinrichtung	75
4.1.	Aufbau des Radialpumpenprüfstands	75
4.2.	Messtechnik am Radialpumpenprüfstand	77
4.3.	Einbau der In-situ-Düse	78
5.	Messung der Keimverteilung	81
5.1.	Vorgehensweise	81
5.2.	Grundfunktion des In-situ-Messsystems	81
5.2.1.	Bewertung der gemessenen Keimverteilung	83
5.3.	Durchführung von Abreißversuchen	84
5.3.1.	Versuchsprogramm	84
5.3.2.	Messablauf bei Abreißversuchen	85
5.3.3.	Einfluss der Düsenrandbedingungen	88
5.3.4.	Einfluss des Kavitationszustands	89
6.	Zusammenfassung und Ausblick	90
	Literaturverzeichnis	92

A. Messergebnisse	100
A.1. Einfluss des Luftgehalts	100
A.2. Einfluss des Anlagenbetriebspunktes	101
A.3. Einfluss der Verweilzeit	102
B. Vergleichsmessungen	103
B.1. Keimfotographieverfahren	103

Abbildungsverzeichnis

2.1. Dampfdruckkurve von Wasser	3
2.2. Verschiedene Erscheinungsformen der Kavitation	6
2.3. Abhängigkeit der Sättigungskonzentration α_s der Luft in Wasser von Druck und Temperatur (Stoffdaten aus [36])	9
2.4. Aufbau bei der Phasen Doppler Anemometrie	14
2.5. Aufbau bei der Phasen Doppler Anemometrie	15
3.1. Rechengebiet und Rechnernetz der In-situ-Düse	19
3.2. Schnittansicht der In-situ-Düse	20
3.3. Anbringung des Körperschallsensors	25
3.4. Erste Ausführung der In-situ-Düse	26
3.5. Zweite Ausführung der In-situ-Düse	26
3.6. Montage der In-situ-Düse	27
3.7. Absaugeinheit der In-situ-Düse	28
3.8. Methoden zur Bestimmung des Düsenvolumenstroms	29
3.9. Idealisierter Zeitverlauf des Düsenvolumenstroms in Abhängigkeit des Eintrittsdrucks (Stoffdaten aus [36])	30
3.10. Qualitative Zeit- und Ortsverläufe der Reynoldszahl der Strömung in der Düse bei unterschiedlichen Düsenrandbedingungen (Stoffdaten aus [36])	31
3.11. Graphische Benutzeroberfläche zur Steuerung der In-situ-Düse	34
3.12. Kavitationskeim im Gleichgewicht	34
3.13. Wachstum und Kollaps einer Blase in der In-situ-Düse	37
3.14. Stromlinienverlauf in der In-situ-Düse	39
3.15. Einfluss von dynamischen Effekten auf das Keimwachstum	40
3.16. Einfluss von Diffusion auf das Keimwachstum	43
3.17. Abhängigkeit des Messvolumens vom Absaugvolumenstrom	49
3.18. Druckänderung infolge der zeitlichen Unschärfe	50
3.19. Typischer Zeitverlauf des Körperschallsignals	53
3.20. Verlauf der Funktion $R_{mess}(Q)$	53
3.21. Standardisierter Messablauf	55
3.22. Vergleich zwischen Soll- und Istvolumenstrom	56
3.23. Auswirkungen von Zugspannungsschwankungen auf das Messergebnis	57
3.24. Beispiel eines Körperschallsignals mit Einzelereignissen	60
3.25. Alternative Methoden zur Ermittlung der Zeitpunkte der Einzelereignisse	62
3.26. Unterschied zwischen Totzeit und effektiver Totzeit	63
3.27. Beispiel für die Nichtwertung von Phantomereignissen bei Vollkavitation	65

3.28. Zugspannungsverlauf innerhalb eines Zeitintervalls	66
3.29. Darstellung des Ergebnisses der automatischen Auswertung im manuellen Auswertemodus	67
3.30. Aufbau der Ergebnismatrix der In-situ-Düsen-Messungen	68
3.31. Berechnung der Keimkonzentrationen	69
3.32. Erwarteter qualitativer Konzentrationsverlauf $c(R_{0,mess})$ bei stationärer und homogener Keimverteilung	71
3.33. links: Verlauf von $\sigma_{min}(t)$ während einer Einzelmessung rechts: mittlere Zugfestigkeit in Abhängigkeit der kritischen Kavitationszahl	73
4.1. Aufbau des Radialpumpenprüfstands	75
4.2. Einlaufbereich der Versuchspumpe	76
4.3. Graphische Benutzeroberfläche des Radialpumpenprüfstands	78
4.4. Einbaupositionen der In-situ-Düsen	79
4.5. Anlagenschema des Radialpumpenprüfstands	79
5.1. $c(R_{0,mess})$ bei Standarddüsenrandbedingungen	82
5.2. Einfluss der maximal zulässigen Radiusabweichung auf $c(R_{0,mess})$	82
5.3. Zugfestigkeitsmesspunkte	86
5.4. Einfluss der Düsenrandbedingungen auf $c(R_{0,mess})$	88
5.5. Einfluss des Kavitationszustands auf $c(R_{0,mess})$	89
A.1. Einfluss des Luftgehalts auf $c(R_{0,mess})$	100
A.2. Einfluss des Anlagenbetriebspunktes auf $c(R_{0,mess})$	101
A.3. Einfluss der Verweilzeit auf $c(R_{0,mess})$	102
B.1. Funktionsweise des Keimfotographieverfahrens	103
B.2. Versuchsaufbau für den Vergleich zwischen In-situ-Messsystem und Keimfotographie	104

Tabellenverzeichnis

3.1. Liste der Anforderungen an die In-situ-Düse	21
3.2. Abmessungen der In-situ-Düse	22
3.3. Sensorik der In-situ-Düse	24
3.4. Erforderliche Parameter zur automatischen Filterung des Körperschallsignals nach Einzelereignissen	61
4.1. Messtechnik des Radialpumpenprüfstands	77
5.1. Versuchsprogramm mit den variierenden und jeweils konstant zu haltenden Parametern	85

Verwendete Symbole

Basissystem

Die erste Spalte der folgenden Liste zeigt die im Text verwendeten Symbole für die auftretenden physikalischen und mathematischen Größen. In der zweiten Spalte wird die Bedeutung des Symbols beschrieben und in der dritten Spalte steht die im Text für die jeweilige Größe verwendete Einheit. Die Dimensionsformel jeder physikalischen Größe ist als Potenzprodukt der Basisgrößen Länge (L), Masse (M), Zeit (T), und Temperatur (Θ) in der vierten Spalte angegeben.

Symbol	Bedeutung	Einheit	Dimension
a	Schallgeschwindigkeit	m/s	$L T^{-1}$
a_{Ks}	Körperschallsignal	V	$M L^2 T^{-3} I^{-1}$
A	Fläche	m^2	L^2
c	Konzentration	$1/m^3$	L^{-3}
c_k	Konzentration des k-ten Keims (\cong Grenzkonzentration)	$1/m^3$	L^{-3}
c_p	Druckkoeffizient	–	–
$c_{p,min}$	minimaler Druckkoeffizient	–	–
d	Durchmesser	m	L
d_a	Außendurchmesser	m	L
D	molekularer Diffusionskoeffizient	m^2/s	$L^2 T$
f	Sättigungsgrad	–	–
F	Frequenz	Hz	T^{-1}
g	Erdbeschleunigung	m/s^2	$L T^{-2}$
h	geodätische Höhe	m	L
$H(T_\infty)$	temperaturabhängiger Henry-Koeffizient	Pa/vol%	$M L^{-1} T^{-2}$
H_{nenn}	statische Förderhöhe im kavitationsfreien Referenzzustand	m	L
H_{stat}	statische Förderhöhe	m	L
ΔH_v	Verdampfungsenthalpie	J/kg	$L^2 T^{-2}$
I	Lichtintensität	W	$M L^2 T^{-3}$
l	Länge	mm	L
m	Masse	kg	M
m_g	Masse der Luft in einem Keim	pg	M
M_i	Messbereich i	–	–

n	Drehzahl	min^{-1}	T^{-1}
ns	spezifische Drehzahl	min^{-1}	T^{-1}
n_p	Polytropenexponent	–	–
N	Anzahl der Einzelereignisse	–	–
ΔN	diskrete Änderung der Anzahl der Einzelereignisse	–	–
$NPSH$	Net Positive Suction Head	m	L
$NPSHA$	Available Net Positive Suction Head	m	L
$NPSHR$	Required Net Positive Suction Head	m	L
p	statischer Druck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
$p_{l,\infty}$	statischer Flüssigkeitsdruck in der unbeeinflussten Umgebung	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{aus}	Austrittsdruck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
$p_{B,krit}$	kritischer Druck der Blase	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{ein}	Eintrittsdruck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_g	Partialdruck der Luft im Keim	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{gas}	Partialdruck eines Gases über einer Flüssigkeit	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
$p_{krit,\infty}$	kritischer Flüssigkeitsdruck in der unbeeinflussten Umgebung	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{mess}	gemessener Druck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{min}	Minimaldruck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{ref}	statischer Druck an einer Referenzstelle	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_s	Oberflächenspannung	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
p_{sys}	Systemdruck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
$p_v(T_\infty)$	thermodynamischer Dampfdruck	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
Δp_{krit}	Zugfestigkeit	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
Δp_{spann}	Zugspannung	Pa	$\text{M L}^{-1} \text{T}^{-2}$
q	Fördergrad	–	–
Q	Volumenstrom	m^3/s	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
$Q_{Abs.}$	Absaugvolumenstrom	l/min	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
$Q_{Anl.}$	Anlagenvolumenstrom	m^3/h	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
Q_{ist}	Istvolumenstrom	l/min	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
Q_{kav}	Volumenstrom bei Vollkavitation	l/min	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
Q_{min}	Minimalvolumenstrom	m^3/h	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
Q_{opt}	Volumenstrom im Auslegungspunkt	m^3/h	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
Q_{soll}	Sollvolumenstrom	l/min	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
Q_v	zum Erreichen des Dampfdrucks erforderlicher Volumenstrom	l/min	$\text{L}^3 \text{T}^{-1}$
r	Radius	m	L
R	Radius eines Keims	μm	L
R_0	Anfangsradius eines Keims im Gleichgewicht	L	

R_{krit}	kritischer Blasenradius	μm	L
R_{mess}	durch Messung der Zugfestigkeit ermittelter Blasenradius	μm	L
$R_{0,mess}$	durch Messung der Zugfestigkeit ermittelter Anfangskeimradius	μm	L
$R_{Tol.}$	Abweichung vom Klassenradius	–	
Re	Reynoldszahl	–	
R_g	Gaskonstante von Luft	J/kg/K	$\text{L}^2 \text{T}^{-2} \Theta^{-1}$
s	Weg	mm	L
S	Kapillarkonstante von Wasser	N/m	M T^{-2}
t	Zeit	s	T
t_D	Diffusionszeit	s	T
$t_{det.}$	detektierter Zeitpunkt eines Kavitationsereignisses	s	T
t_{Duese}	Verweilzeit in der Düse	ms	T
t_i	Zeitpunkt des Kavitationsbeginns bzw. der erstmaligen Dampfdruckunter- schreitung	s	T
Δt_{min}	Kavitationsinduktionszeit	ms	T
Δt_{tot}	Totzeit	ms	T
$\Delta t_{+/-}$	Ereignisunschärfe	ms	T
T	Temperatur	K	Θ
T_∞	Flüssigkeitstemperatur in der unbeeinflussten Umgebung	K	Θ
u	Strömungsgeschwindigkeit	m/s	L T^{-1}
u_{ref}	Strömungsgeschwindigkeit an einer Referenzstelle	m/s	L T^{-1}
u'	turbulente Schwankungsgeschwindigkeit	m/s	L T^{-1}
u_*	Schubspannungsgeschwindigkeit	m/s	L T^{-1}
\bar{u}	mittlere Geschwindigkeit	m/s	L T^{-1}
U	Spannung	V	$\text{M L}^2 \text{T}^{-3} \text{I}^{-1}$
Δv_v	Differenz der spezifischen Volumina von Dampf und Flüssigkeit	m^3/kg	$\text{M}^{-1} \text{L}^3$
V	Volumen	m^3	L^3
V_{mess}	Messvolumen	m^3	L^3
ΔV_k	Einzelvolumen	m^3	L^3
x	Längenkoordinate	mm	L
α	Luftkonzentration, Luftgehalt	mg/l	M L^{-3}
α_f	dimensionslose Sättigungskonzentration	–	–
α_s	Sättigungskonzentration, Sättigungsgehalt	mg/l	M L^{-3}

δ	Winkel	—	—
η	dynamische Viskosität	Pa s	$M L^{-1} T^{-1}$
λ	Widerstandszahl	—	—
ρ	Dichte	kg/m^3	$M L^{-3}$
ρ_N	Normdichte (bei 20 ° und 1,013 bar)	kg/m^3	$M L^{-3}$
σ	Kavitationszahl	—	—
σ_i	Kavitationszahl bei Kavitationsbeginn	—	—
$\sigma_{i,krit}$	mit dem kritischen Druck eines Keims gebildete kritische Kavitationszahl (\cong Kavitationsbeginn)	—	—
σ_{min}	mit dem Minimaldruck gebildete Kavitationszahl	—	—

Indices

Bedeutung

0	Anfangsgröße, Startwert
∞	Größe in der unbeeinflussten Umgebung
<i>a</i>	außen
<i>Abs.</i>	Absauggröße
<i>Anl.</i>	Anlagengröße
<i>det.</i>	detektierte Größe
<i>D</i>	Diffusion
<i>Diff</i>	auf den Diffusor bezogene Größe
<i>Duese</i>	auf die Düse bezogene Größe
<i>eff</i>	effektive Größe
<i>ein</i>	auf den Eintritt bezogene Größe
<i>eng</i>	auf den engsten Querschnitt bezogene Größe
<i>gr</i>	groß
<i>i</i>	Kavitationsbeginn
<i>ist</i>	Istgröße
<i>k</i>	Laufindex
<i>kav</i>	Vollkavitation
<i>Keim</i>	auf einen Kavitationskeim bezogene Größe
<i>kl</i>	klein
<i>Konf</i>	auf den Konfusor bezogene Größe
<i>krit</i>	kritische Größe
<i>kz</i>	kurz
<i>lg</i>	lang
<i>max</i>	Maximum
<i>mess</i>	direkt oder indirekt gemessene Größe
<i>min</i>	Minimum
<i>mol</i>	molekular

<i>P2P</i>	Peak-to-Peak Wert
<i>Pseudo</i>	Pseudokavitationsereignisse
<i>Rbg</i>	Reibung
<i>ref</i>	Referenz
<i>s</i>	Sättigung
<i>soll</i>	Sollgröße
<i>spann</i>	Spannung
<i>stat</i>	statische Größe
<i>sys</i>	System
<i>Tol.</i>	Toleranz
<i>turb</i>	turbulent

1. Einleitung

1.1. Problemstellung

Trotz der stetig zunehmenden Bedeutung numerischer Methoden bei der Auslegung von Kreiselpumpen, insbesondere auch im Zusammenhang mit Kavitationsuntersuchungen, kann auch heute noch nicht gänzlich auf experimentelle Untersuchungen an dafür geeigneten Versuchsanlagen verzichtet werden. Aufgrund der zum Teil mangelnden Durchführbarkeit der Versuche an den Originalausführungen der Pumpen muss dabei nach wie vor auch auf Modellversuche mit skalierten Versuchspumpen zurückgegriffen werden, wobei unter Umständen auch andere Flüssigkeiten als beim späteren Betrieb der Großausführung verwendet werden müssen.

Aus der Skalierung der Versuchsparameter folgt die Notwendigkeit der Kenntnis der in Bezug auf Kavitation relevanten Flüssigkeitseigenschaften wie Gas- und Keimgehalt. Da der Keimgehalt wiederum von der Vorgeschichte der Flüssigkeit abhängig ist und der Gasgehalt bzw. der Sättigungsgrad der Flüssigkeit von der Temperatur bzw. den hydrodynamischen Strömungsgrößen Druck und Geschwindigkeit in der Anlage abhängen, müssen die Versuchseinrichtungen im Hinblick auf eine zuverlässige Bestimmung dieser Parameter mit der dazu geeigneten Messtechnik ausgestattet sein. Die hierzu seit Jahren eingesetzten unterschiedlichen Messverfahren haben meist den Nachteil, dass sie zeit- und/oder kostenaufwändig sind oder deren industrieller Einsatz aufgrund der Verwendung von hochempfindlicher Messtechnik nicht realisierbar ist. Daraus ergibt sich ein entsprechender Bedarf nach robusteren Messeinrichtungen, die zudem durch eine möglichst einfache Handhabung auch im industriellen Umfeld außerhalb des Versuchslabors eingesetzt werden können.

1.2. Zielsetzung und Methodik

Ausgehend von einer zur Bestimmung der Zugfestigkeit der Flüssigkeit in einer hydraulischen Anlage konzipierten Messdüse soll ein Messverfahren entwickelt werden, mit dem durch kontrollierte Absaugung eines Volumenstroms bei laufendem Anlagenbetrieb der an der Einbauposition der Messdüse vorliegende Keimgehalt der Flüssigkeit ermittelt werden kann.

Zu diesem Zweck wird die Messdüse zunächst in die Saugleitung eines mit Wasser betriebenen Pumpenversuchsstands eingebaut und anhand entsprechender Versuche die Funktion des Messsystems überprüft. Mithilfe eines geeigneten Modells kugelförmiger Einzelblasen wird im nächsten

Schritt die mit der Messdüse ermittelte Zugfestigkeit verwendet, um die Größe der durch die Düse abgesaugten Keime zu berechnen.

Darauf aufbauend wird ein Messablauf entwickelt, mit dem in allen für Abreißversuche an der Versuchspumpe relevanten Betriebspunkten Zugfestigkeitsmessungen durchgeführt werden können. Anschließend soll ein Auswerteverfahren entwickelt werden, mit dem zur Ermöglichung von besseren Vorhersagen über das Auftreten von Kavitation in der Pumpe aus den durchgeführten Zugfestigkeitsmessungen der Keimgehalt am Pumpeneintritt ermittelt werden kann. Nach eingehender Prüfung der Plausibilität der Ergebnisse wird eine zweite baugleiche Ausführung der Messdüse auf der Druckseite der Pumpe installiert.

Anhand eines entsprechend auszuarbeitenden Versuchsprogramms sollen abschließend durch gleichzeitiges Messen mit beiden Düsen die Einflüsse der im Rahmen von Kavitationsversuchen üblicherweise variierten Parameter auf den Keimgehalt saug- und druckseitig der Pumpe ermittelt werden.

2. Theoretische Grundlagen

2.1. Begriffserläuterungen und Definitionen

2.1.1. Kavitation

Als *Kavitation* wird die lokale Verdampfung einer Flüssigkeit durch Unterschreitung ihres Dampfdrucks bei konstanter Temperatur und anschließender Rekondensation bei Wiederüberschreitung des Dampfdrucks bezeichnet. Anschaulich lässt sich dieser Vorgang anhand der Dampfdruckkurve oder des Zustandsdiagramms der Flüssigkeit erläutern. In Abbildung 2.1 ist hierzu beispielhaft die Dampfdruckkurve von Wasser dargestellt, welche durch die Clausius-Clapeyron Gleichung (2.1) beschrieben wird.

$$\frac{dp}{dT} = \frac{\Delta H_v}{\Delta v_v T} \quad (2.1)$$

Demzufolge verhält sich die Änderung des Dampfdrucks mit der Temperatur wie das Verhältnis aus der Verdampfungsenthalpie ΔH_v und dem Produkt aus der Differenz der spezifischen Volumina von Dampf und Flüssigkeit Δv_v und der Temperatur.

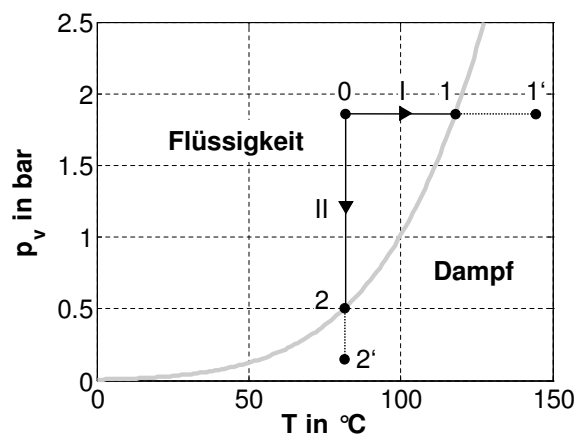


Abbildung 2.1.: Dampfdruckkurve von Wasser – isobare Wärmezufuhr und isotherme Druckabsenkung

Aus Abbildung 2.1 ist ersichtlich, dass es durch zwei verschiedene Zustandsänderungen zum Phasenwechsel flüssig–gasförmig kommen kann. Die mit I gekennzeichnete Zustandsänderung zeigt die Verdampfung infolge einer isobaren Wärmezufuhr, wie dies beispielsweise beim Kochen von Wasser bei Umgebungsdruck der Fall ist. Im Unterschied dazu veranschaulicht die Zustandsänderung II den Verdampfungsvorgang bei Kavitation, der durch eine Absenkung des statischen Drucks bei

konstanter Temperatur induziert wird. Nach der klassischen Definition tritt dabei der Phasenwechsel flüssig–gasförmig bei Erreichen des Siedepunktes ($0 \rightarrow 1$) bzw. des thermodynamischen Dampfdrucks ($0 \rightarrow 2$) ein. Wird ein abgegrenztes Strömungsgebiet betrachtet, so lässt sich letzteres auch durch Gleichung 2.2 ausdrücken, wonach der Phasenwechsel dann eintritt, wenn der minimale statische Druck innerhalb des Strömungsgebietes gerade dem Dampfdruck entspricht.

$$p_{min} = p_v(T_\infty) \quad (2.2)$$

Analog zur Verdampfung durch Wärmezufuhr, bei der zur Bildung erster Dampfblasen in der Regel eine Überhitzung der Flüssigkeit über den Siedepunkt hinaus erforderlich ist, setzt der Phasenwechsel bei Kavitation jedoch meist erst bei einer signifikanten Unterschreitung des Dampfdrucks ein. Ursache hierfür ist in beiden Fällen eine vergleichsweise niedrige Konzentration an *Siede-* bzw. *Kavitationskeimen*, an welchen der Verdampfungsvorgang einsetzen kann (siehe Kapitel 2.1.4). Dies ist in Abbildung 2.1 durch eine entsprechende Verschiebung des jeweiligen Endpunktes der Zustandsänderung von $1 \rightarrow 1'$ (Sieden) bzw. von $2 \rightarrow 2'$ (Kavitation) angedeutet.

Bei hohen Gehalten an Inertgasen in der Flüssigkeit – im Folgenden kurz als der Gasgehalt der Flüssigkeit bezeichnet – kann es hingegen bereits oberhalb des Dampfdrucks zu Ausgasungen kommen, wenn durch den aufgeprägten Abfall des statischen Drucks eine lokale Übersättigung der Flüssigkeit eintritt. Optisch ähnelt dieses Phänomen stark dem der Kavitation durch Dampfdruckunterschreitung. Zur Unterscheidung wird ersteres daher auch als *Pseudokavitation* und letzteres als echte Kavitation bzw. *Dampfkavitation* bezeichnet. Darüber hinaus wird bei der Dampfkavitation selbst nochmal zwischen verschiedenen Kavitationsformen unterschieden (siehe Kapitel 2.1.1.2).

2.1.1.1. Definition des Kavitationsbeginns

Eine eindeutige und damit allgemein gültige Definition des Kavitationsbeginns ist nach aktuellem Stand der Forschung nicht möglich, da die Bestimmung des Zeitpunkts eines Kavitationsereignisses (*Einzelereignisses*) – als Einzelereignis wird das Kavitieren einer einzelnen Kavitationsblase bezeichnet – vom verwendeten Messverfahren abhängt und somit stets mit einer zeitlichen und/oder räumlichen Unschärfe behaftet ist (siehe Kapitel 3.9.1). Je nach Messprinzip werden unterschiedliche Phasen eines Kavitationsereignisses detektiert. Daher ist es üblich, entsprechende Kriterien für den Kavitationsbeginn zu definieren. Bei optischen Verfahren wird hierfür meist das Erreichen einer Mindestgröße bzw. eines bestimmten Vielfachen der Ausgangsgröße – z.B. das Zehnfache (vgl. [85]) – der vorhandenen Kavitationskeime als Kriterium herangezogen. Im Unterschied dazu detektieren akustische Verfahren die durch den Kollaps von Kavitationsblasen entstehenden Schallemissionen und somit das Ende der Phase des explosiven Wachstums einer Blase (vgl. z.B. [78], [47], [22]). Bei theoretischen Betrachtungen wird als Kriterium häufig die Phase des explosiven Wachstums selbst herangezogen (vgl. z.B. [69], [37]).

Mithilfe der dimensionslosen Kavitationszahl σ aus Gleichung 2.3 kann der Einfluss des Drucks und der Strömungsgeschwindigkeit auf das lokale Kavitationsgeschehen beurteilt werden. Sie wird aus dem Verhältnis der Druckdifferenz zwischen dem statischen Druck an einer kavitationsfreien Referenzstelle p_{ref} und dem Dampfdruck $p_v(T_\infty)$ und dem dynamischen Druck an der Referenzstelle $\frac{\rho}{2} u_{ref}^2$ gebildet und ist von dem mit dem im betrachteten Strömungsgebiet vorliegenden statischen Druckminimum gebildeten minimalen Druckkoeffizienten $c_{p,min}$ abgeleitet (Gleichung 2.4). Mit der zum Zeitpunkt des Kavitationsbeginns vorliegenden Kavitationszahl σ_i kann die durch Gleichung 2.2 gegebene klassische Definition für das Erreichen der Kavitationsgrenze auch in dimensionsloser Form angegeben werden (Gleichung 2.5). Wurde die Kavitationszahl zum Zeitpunkt des Kavitationsbeginns durch eine entsprechende Messung für einen bestimmten Strömungszustand ermittelt, so kann bei gleichzeitiger Kenntnis des Druckminimums innerhalb des Strömungsgebietes mithilfe von Gleichung 2.5 für einen beliebigen Strömungszustand angegeben werden, ob es innerhalb des Strömungsgebietes zu Kavitation kommen wird oder nicht.

$$\sigma = \frac{p_{ref} - p_v(T_\infty)}{\frac{\rho}{2} u_{ref}^2} \quad (2.3)$$

$$c_{p,min} = \frac{p_{min} - p_{ref}}{\frac{\rho}{2} u_{ref}^2} \quad (2.4)$$

$$\sigma_i = -c_{p,min} \quad (2.5)$$

Zur Beurteilung des Kavitationsverhaltens von hydraulischen Strömungsmaschinen wird zusätzlich zur Kavitationszahl der *NPSH* Wert (*Net Positive Suction Head*) nach Gleichung 2.6 verwendet, welcher ein Maß für die Energiereserve der Strömung gegenüber dem Verdampfen darstellt.

$$NPSH = \frac{p + \frac{\rho}{2} u^2 + \rho g h - p_v(T_\infty)}{\rho g} \quad (2.6)$$

Dabei wird zwischen dem *NPSHR* Wert (*R* für *Required*), der sich aus den Strömungsbedingungen innerhalb der Maschine ergibt – und demnach von außen nicht beeinflusst werden kann – und dem *NPSHA* Wert (*A* für *Available*) unterschieden. Der *NPSHA* Wert gibt den zur Verfügung stehenden *NPSH* Wert bezogen auf den Eintritt der Maschine an und kann im Gegensatz zum *NPSHR* Wert durch Änderung der Zuströmbedingungen verändert werden. Zur Vermeidung von Kavitation in der Maschine muss dabei stets Gleichung 2.7 erfüllt sein.

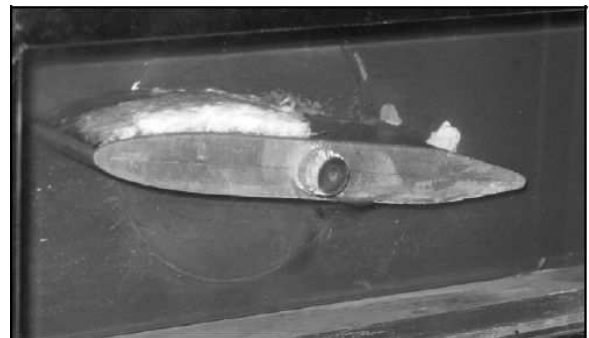
$$NPSHA > NPSHR \quad (2.7)$$

2.1.1.2. Erscheinungsformen von Dampfkavitation

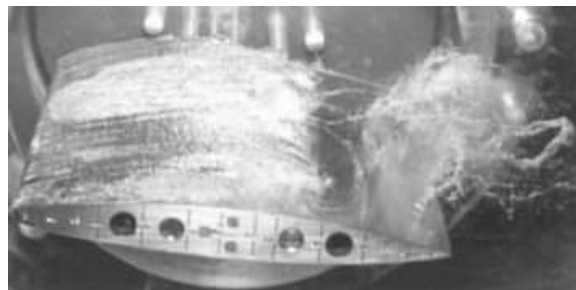
Eine Möglichkeit zur genaueren Charakterisierung von Dampfkavitation ist die Beschreibung ihres visuellen Erscheinungsbildes. Im Hinblick auf die Beurteilung der negativen Auswirkungen von Kavitation wie z.B. die Schädigung nahe gelegener Bauteiloberflächen (*Kavitationserosion*), wird zusätzlich auch zwischen verschiedenen Ausprägungsstufen der Kavitation unterschieden. Dabei lässt sich im allgemeinen keine eindeutige Grenze zwischen den einzelnen Phasen definieren, so dass der Übergang von einem Kavitationstyp zum anderen stets fließend ist. Eine der am häufigsten vorgenommenen Einteilungen ist die Unterscheidung zwischen den Kavitationsformen *Kavitationsbeginn*, *Einzelblasenkavitation*, *Schichtkavitation* und *Wolkenkavitation*.



Einzelblasenkavitation aus Franc et al. [39]



Schichtkavitation aus Brunn [18]



Wolkenkavitation aus Franc et al. [39]

Abbildung 2.2.: Verschiedene Erscheinungsformen der Kavitation

In Ergänzung zu dem in Kapitel 2.1.1.1 gesagten in Bezug auf die eindeutige Detektion des Kavitationsbeginns wird dieser meist als der Zustand definiert, in dem zwar dauerhaft immer wieder vereinzelte Kavitationsereignisse stattfinden, diese aber stets durch Phasen von bis zu einigen Sekunden Länge unterbrochen werden, in denen die Strömung vollständig kavitationsfrei ist. Bei weiterem Abfall des statischen Drucks folgt auf den Kavitationsbeginn die Einzelblasenkavitation, bei der in Form von schnell wachsenden und kollabierenden makroskopischen Blasen zwar dauerhaft Kavitation vorliegt, dabei aber immer noch eindeutig zwischen einzelnen Kavitationsereignissen unterschieden werden kann (siehe Abbildung 2.2 links). Im Unterschied dazu ist die Schichtkavitation dadurch gekennzeichnet, dass es erstmalig zur Ausbildung eines zusammenhängenden Dampfgebietes kommt,

welches *schichtförmig* an der Wand anhaftet (siehe Abbildung 2.2 rechts). Bei der Wolkenkavitation kommt es ebenfalls zur Ausbildung zusammenhängender Dampfgebiete, welche jedoch im Unterschied zur Schichtkavitation mit einer von verschiedenen Einflussfaktoren abhängenden charakteristischen Frequenz wolkenförmig von ihrem Entstehungsort ablösen und durch Wiederanstieg des statischen Drucks stromab rekondensieren (siehe Abbildung 2.2 unten). Darüber hinaus kommt im Rahmen dieser Arbeit dem Vorhandensein eines den gesamten Querschnitt einer Innenströmung ausfüllenden Kavitationsgebietes eine besondere Bedeutung zu und für diese Kavitationsform wird hier der Begriff der *Vollkavitation* verwendet.

2.1.2. Zugspannung und Zugfestigkeit

Ähnlich wie Metalle oder Kunststoffe können auch Flüssigkeiten Zugspannungen aufnehmen und es kommt bei Erreichen der stoffspezifischen Zugfestigkeit wie bei Feststoffen zu deren Zerreißen. Definitionsgemäß steht eine Flüssigkeit unter Zugspannung, wenn die Differenz aus dem thermodynamischen Dampfdruck und dem statischen Druck positiv ist, der statische Druck der Flüssigkeit also unter den Dampfdruck fällt. Kommt es aufgrund einer solchen Dampfdruckunterschreitung zur lokalen Verdampfung und damit zum Aufreißen der Flüssigkeit, so entspricht die zu diesem Zeitpunkt vorliegende Zugspannung der nach Gleichung 2.8 definierten Zugfestigkeit der Flüssigkeit (vgl. z.B. [16], [57], [15]). Darin ist $p_{krit,\infty}$ der statische Druck der Flüssigkeit am Ort der Kavitation. Liegt der statische Druck zum Zeitpunkt des Aufreißen der Flüssigkeit hingegen noch oberhalb des Dampfdrucks, so kann die Flüssigkeit im vorliegenden Zustand keine Zugspannung aufnehmen und die Zugfestigkeit der Flüssigkeit ist gemäß Gleichung 2.8 negativ. Die Zugfestigkeit stellt ein Maß für die Kavitationsneigung der Flüssigkeit dar und wird auch als deren *Suszeptibilität* bezeichnet.

$$\Delta p_{krit} = p_v(T_\infty) - p_{krit,\infty} \quad (2.8)$$

Mithilfe von Gleichung 2.8 kann durch die gleichzeitige Ermittlung des Kavitationsbeginns und des statischen Drucks am entsprechenden Ort innerhalb der Strömung sowie durch Kenntnis der Flüssigkeitstemperatur, unter Berücksichtigung der in Kapitel 2.1.1.1 erläuterten Unschärfe in Bezug auf die Detektion von Einzelereignissen, die Zugfestigkeit experimentell bestimmt werden.

Ursache für das Erreichen der Zugfestigkeit ist das Vorhandensein von Kavitationskeimen in der Flüssigkeit. In Analogie zu Fehlstellen im Gittergefüge metallischer Werkstoffe wirken diese als Störstellen, welche die Stabilität der Flüssigkeit reduzieren. Die Zugfestigkeit ist somit unmittelbar von der qualitativen und quantitativen Verteilung der Keime in der Flüssigkeit abhängig. Sie steigt mit abnehmender Größe und Absolutkonzentration der Keime. Demzufolge kann die Zugfestigkeit bei völliger Abwesenheit von Kavitationskeimen sehr große Werte annehmen (vgl. [15]). So konnte beispielsweise Briggs [16] in entsprechend vorbehandeltem Wasser Zugfestigkeiten von mehreren hundert bar nachweisen und Zheng et al. [97] haben durch isochore Abkühlung und Variation von Dichte und Temperatur Werte bis zu 1400 bar gemessen.

In technischen Systemen ist der notwendige Aufwand zur Herstellung einer vollständig von Keimen befreiten Flüssigkeit jedoch praktisch nicht realisierbar. Die hier erreichbaren Zugfestigkeiten liegen daher in der Größenordnung von wenigen bar. Zur Unterscheidung von der theoretisch erreichbaren Zugfestigkeit nach Briggs wird daher im Zusammenhang mit technischen Systemen auch häufig von der technischen Zugfestigkeit gesprochen. Ist die Absolutkonzentration an Keimen in der Flüssigkeit so hoch, dass der statische Druck in Gleichung 2.8 oberhalb des Dampfdrucks liegt, wird das Erreichen der dann negativen Zugfestigkeit entsprechend der Definition in Kapitel 2.1.1 als Pseudokavitation bezeichnet.

Wie in Kapitel 2.1.1.1 erläutert basiert Gleichung 2.5 auf der klassischen Definition der Kavitationsgrenze und ist somit nur dann gültig, wenn die Zugfestigkeit der Flüssigkeit null ist. Eine verlässliche Vorhersage des Kavitationsbeginns wäre folglich nur bei zugspannungsfreier Flüssigkeit und somit nur in Ausnahmefällen möglich. Um auch bei zugspannungsbehafteter Flüssigkeit Vorhersagen über den Kavitationsbeginn machen zu können, wurde von Keller et al. die in Gleichung 2.9 angegebene Korrektur der Kavitationszahl mithilfe der Zugfestigkeit vorgeschlagen (vgl. [55]).

$$\sigma_i = \frac{p_{ref} - p_v(T_\infty)}{\frac{\rho}{2} u_{ref}^2} + \frac{\Delta p_{krit}}{\frac{\rho}{2} u_{ref}^2} \quad (2.9)$$

2.1.3. Gasgehalt

In einer diesbezüglich nicht speziell vorbehandelten Flüssigkeit sind stets nicht kondensierbare Gase vorhanden, die sowohl in physikalisch gelöster als auch in ungelöster Form auftreten. Letztere liegen dabei vor allem in Form von Kavitationskeimen vor (siehe Kapitel 2.1.4). Beide Anteile können, abhängig von ihrer Konzentration, erheblichen Einfluss auf die Kavitationsneigung der Flüssigkeit nehmen. So beeinflussen sowohl der ungelöste wie auch der gelöste Gasgehalt nicht nur den Kavitationsbeginn, sondern auch die Entstehung und das Erscheinungsbild eines fortgeschrittenen Kavitationsgebietes (vgl. z.B. [53], [3]). Aus diesem Grund sowie im Hinblick auf die gegenseitige Beeinflussung von gelöstem und ungelöstem Gasanteil durch Diffusionsvorgänge (siehe unten sowie Kapitel 3.8.2.3) ist eine konsequente begriffliche Unterscheidung zwischen beiden Anteilen erforderlich. Daher wird im Folgenden der Begriff *Gasgehalt* ausschließlich in Verbindung mit dem gelösten Anteil verwendet, während für den ungelösten Anteil der Begriff *Keimgehalt* benutzt wird. Die Summe aus beiden Anteilen wird als *Gesamtgasgehalt* oder *totaler Gasgehalt* bezeichnet.

Das Gaslösevermögen der Flüssigkeit hängt von der Flüssigkeits–Gas Stoffpaarung ab und deren Lösungsgleichgewicht wird durch das Gesetz von Henry beschrieben

$$\alpha_f = \frac{p_{gas}}{H(T_\infty)} \quad (2.10)$$

Darin ist α_f die dimensionslose Sättigungskonzentration, $H(T_\infty)$ der temperaturabhängige Henry-Koeffizient und p_{gas} der Partialdruck des Gases über der Flüssigkeit. In hydraulischen Versuchskreisläufen handelt es sich meist um das Lösungsvermögen der Bestandteile der Luft in der jeweiligen Flüssigkeit, wobei im Rahmen dieser Arbeit ausschließlich Untersuchungen mit Wasser durchgeführt wurden.

Aufgrund der überwiegenden Anteile von Stickstoff und Sauerstoff werden die restlichen Bestandteile der Luft, wie z.B. Edelgase, üblicherweise vernachlässigt und es wird vereinfachend vom *Luftgehalt* der Flüssigkeit gesprochen. Zur Berechnung des Lösungsgleichgewichts wird dann ein gemeinsamer durch entsprechende Gewichtung der Anteile von Stickstoff und Sauerstoff berechneter Henry-Koeffizient verwendet. Entspricht die Konzentration der gelösten Luft im Wasser nicht der Sättigungskonzentration, ist das Lösungsgleichgewicht gestört und es kommt zwischen der Flüssigkeit und den darin vorhandenen Keimen zu einem diffusiven Stofftransport in Richtung des Konzentrationsgradienten, der zu einem entsprechenden Wachstum bzw. Schrumpfen der Keime führt (siehe Kapitel 3.8.2.3).

Das Luftlösevermögen bzw. die Sättigungskonzentration einer gegebenen Flüssigkeits–Gas Stoffpaarung ist eine Funktion des statischen Drucks und der Temperatur (siehe Abbildung 2.3) und hängt in einer hydraulischen Anlage folglich immer unmittelbar vom hydrodynamischen Strömungszustand ab. Eine Änderung der Druck- und/oder Temperaturverhältnisse in der Anlage führt demnach aufgrund der diffusiven Wechselwirkung zwischen gelöstem und ungelöstem Anteil stets auch zu einer Veränderung des Keimgehalts und hat somit auch Auswirkung auf die Zugfestigkeit der Flüssigkeit. Die Kenntnis des Luftgehalts ist daher für eine korrekte Bewertung gemessener Zugfestigkeiten unerlässlich. Darüber hinaus ist ein aussagekräftiger Vergleich von Zugfestigkeiten bei verschiedenen Betriebspunkten einer hydraulischen Anlage bzw. zwischen verschiedenen Anlagen untereinander nur auf Basis des relativen Luftgehalts, also des *Sättigungsgrades* der Flüssigkeit möglich. Die hier zur Berechnung des Luftgehalts bzw. des Sättigungsgrades benötigten Stoffdaten wie auch sämtliche anderen in dieser Arbeit verwendeten Stoffgrößen sind aus [36] entnommen.

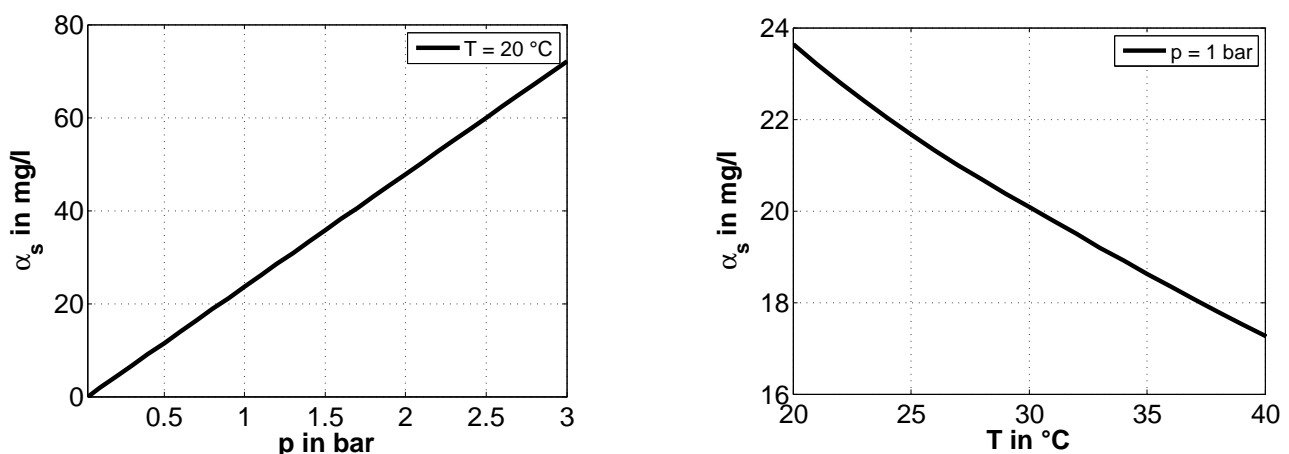


Abbildung 2.3.: Abhängigkeit der Sättigungskonzentration α_s der Luft in Wasser von Druck und Temperatur (Stoffdaten aus [36])

Die messtechnische Bestimmung des Luftgehalts erfolgt z.B. mithilfe eines auf dem Prinzip von van Slyke basierenden Gerätes, welches von Brandt entwickelt wurde und daher auch als *Brandtscher Apparat* bezeichnet wird (vgl. z.B. [5], [20]). Es handelt sich dabei um einen zur Umgebung hermetisch abgedichteten Behälter, der mit einer Probe der zu untersuchenden Flüssigkeit befüllt wird. Durch Absenkung des Drucks im Behälter mithilfe einer Vakuumpumpe kommt es aufgrund des damit verbundenen Abfalls der Sättigungskonzentration (siehe Abbildung 2.3) zur Ausgasung der in der Flüssigkeit gelösten Luft. Die Bestimmung des ausgegasteten Volumens erfolgt durch Sammeln der Luft in einem mit einer Skala versehenen Steigrohr. Mithilfe der idealen Gasgleichung (Gleichung 2.11) und der Umgebungstemperatur kann die Masse der ausgegasteten Luft berechnet werden. Durch Bestimmung des Volumens der Flüssigkeitsprobe aus der mittels Wägung vor und nach dem Befüllen des Brandtschen Apparates ermittelten Flüssigkeitsmasse kann die Luftkonzentration in Masse der Luft pro Flüssigkeitsvolumen angegeben werden.

$$p_g V = m_g R_g T \quad (2.11)$$

2.1.4. Keimarten und Keimgehalt

Die Ursache für das Erreichen der technischen Zugfestigkeit einer Flüssigkeit und damit das Auftreten von Kavitation in einer hydraulischen Anlage ist die Anwesenheit von frei verteilten Kavitationskeimen, an denen die Verdampfung der Flüssigkeit stattfindet. Die Bezeichnung Kavitationskeim stellt dabei einen Sammelbegriff für verschiedene Arten von Keimen dar, die aufgrund ihres Ursprungs bzw. ihrer Zusammensetzung in die folgenden Gruppen unterteilt werden können:

- Mikroblasen aus reinem Dampf
- Mikroblasen aus einem Gemisch aus Dampf und nicht kondensierbarem Gas (Luft)
- mikroskopische Fremdpartikel.

Die Gesamtkonzentration an Keimen entspricht dem Keimgehalt der Flüssigkeit und wird z.B. in Anzahl an Keimen pro Volumen angegeben (siehe auch Kapitel 2.2).

Ein auf das Vorhandensein solcher Keime zurückzuführendes Kavitationsgeschehen wird als heterogene Kavitation und der zugrundeliegende Keimbildungsmechanismus als heterogene Keimbildung bezeichnet [15]. Heterogene Keime sind Mikroblasen, die stets an Materialoberflächen bzw. an der Oberfläche von Fremdpartikeln entstehen. Dabei haben die mikroskopische Beschaffenheit der Oberfläche (Rauigkeit, Risse, Vertiefungen, etc.) sowie die lokalen hydrophoben Eigenschaften entscheidenden Einfluss auf den Keimbildungsprozess [14]. Darüber hinaus wird das physikalische Verhalten eines Keims entscheidend von dessen Größe sowie dessen Struktur bzw. Zusammensetzung bestimmt (vgl. z.B. [52], [50], [13]). So verhält sich ein aus reinem Dampf bestehender Keim beispielsweise hinsichtlich des über die Grenze zur umgebenden Flüssigkeit stattfindenden Wärmetransports qualitativ anders als ein identisch großer Keim, der aus einem Gemisch aus Wasserdampf und Luft besteht (vgl. [69]). Die relative Zusammensetzung des Gesamtkeimgehalts aus den verschiedenen

Keimarten hat folglich entscheidenden Einfluss auf das Erscheinungsbild und die Wirkungsweise eines sich daraus entwickelnden Kavitationsgebietes.

Im Unterschied zur heterogenen Kavitation ist die homogene Kavitation nicht auf die Anwesenheit von Keimen zurückzuführen, da die Verdampfung der Flüssigkeit dabei nicht an einer bereits vorhandenen Phasengrenze zwischen Flüssigkeit und Dampf einsetzt. Es kommt vielmehr zu einem echten *Aufreißen* der Flüssigkeit durch Überwindung der intermolekularen Kohäsionskräfte (vgl. [57]). Die hierzu aufzubringende Zugspannung entspricht der theoretischen Zugfestigkeit der Flüssigkeit bei völliger Keimfreiheit (vgl. [15] bzw. [88]) und übersteigt um ein Vielfaches die Zugfestigkeit bei heterogener Kavitation.

Abgesehen von der obigen Einteilung in die verschiedenen Keimarten ist es vor allem im Hinblick auf eine spezifischere Qualifizierung und Quantifizierung des Keimgehalts der Flüssigkeit von Vorteil, begrifflich zwischen einem *Kavitationskeim* und einer *Kavitationsblase* zu unterscheiden. So wird im mikroskopischen Skalenbereich üblicherweise von Keimen und im makroskopischen von Blasen gesprochen (vgl. z.B. [43], [22]). Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt die Differenzierung zwischen Keimen und Blasen unter Einbeziehung des in Kapitel 2.1.1.1 angesprochenen, zur Detektion des Kavitationsbeginns verwendeten Messprinzips. So wird der Begriff Kavitationsblase im Folgenden für eine aus einem Dampf-Luft-Gemisch bestehende *kugelförmige* Gasblase verwendet, die zwar aus einem Keim entstanden, aufgrund ihrer Größe aber bereits instabil ist und daher zwangsläufig kavitieren wird. Von einer Blase wird demnach erst in der Phase des Wachstums eines durch Anlegen einer Zugspannung *aktivierten* Kavitationskeims gesprochen. Eine ähnliche Definition nehmen Matsumoto und Shirakura in [69] vor. Als Keime bezeichnen sie dabei alle mikroskopischen Blasen, die sich noch nicht in der Phase des explosiven Wachstums befinden, also noch nicht aktiviert wurden, sowie alle durch den Zerfall einer Kavitationsblase neu entstandenen Mikroblasen. Letzteres ist dabei insbesondere im Zusammenhang mit dem bekannten Effekt des Anstiegs des Keimgehalts stromab eines ausgebildeten Kavitationsgebietes (vgl. z.B. [94], [83], [18]) von Bedeutung und sollte daher bei der Unterscheidung zwischen Kavitationskeimen und -blasen berücksichtigt werden.

Entsprechend der Unterscheidung zwischen Dampfkavitation und Pseudokavitation ist es sinnvoll, auch zwischen den die jeweilige Kavitationsart auslösenden Keimen zu unterscheiden. So werden Keime, die zu Dampfkavitation führen, nachfolgend als *Dampfkavitationskeime* bzw. als Dampfkeime und solche, die Pseudokavitation auslösen, als *Pseudokavitationskeime* oder kurz als Pseudokeime bezeichnet.

2.1.5. Wasserqualität

Der Begriff *Wasserqualität* wird in der Literatur häufig als Synonym für den Keimgehalt des Wassers benutzt (vgl. z.B. [45], [49], [3]). Im Rahmen dieser Arbeit wird der Begriff jedoch in einer etwas anderen Bedeutung verwendet, indem er allgemein zur Charakterisierung des Wassers in einer hydraulischen Anlage hinsichtlich dessen Kavitationsneigung dient. Vergleichende Aussagen über die Wasserqualität bei unterschiedlichen Betriebszuständen bzw. in verschiedenen Anlagen beinhalten

demnach abgesehen von einer geeigneten quantitativen Angabe des Keimgehalts auch Angaben zur Zugfestigkeit und zum Luftgehalt des Wassers. Im Hinblick auf eine Übertragung des Begriffs Wasserqualität auf andere Flüssigkeiten empfiehlt sich eine weitere Verallgemeinerung durch Zusammenfassung der genannten Parameter unter dem Begriff *kavitationsspezifische Flüssigkeitseigenschaften*.

2.1.6. Hydrodynamische Randbedingungen

Im Zusammenhang mit dem in dieser Arbeit entwickelten Messverfahren ist es erforderlich, eine begriffliche Unterscheidung zwischen den *Randbedingungen* und den *hydrodynamischen Randbedingungen* vorzunehmen. In Bezug auf den Eintritt der in Kapitel 3 vorgestellten In-situ-Düse werden unter dem Begriff Randbedingungen die Größen statischer Druck und Temperatur zusammengefasst. Der Begriff hydrodynamische Randbedingungen beinhaltet darüber hinaus noch die Strömungsgeschwindigkeit in der Rohrleitung außerhalb der In-situ-Düse.

Der Grund für diese Unterscheidung ist der jeweilige Einfluss dieser drei Größen auf den Kavitationsbeginn in der In-situ-Düse. Während der statische Druck und die Temperatur einen direkten Einfluss auf den Ort und den Zeitpunkt der erstmaligen Unterschreitung des Dampfdrucks in der Düse haben – letzteres liegt dabei in der Temperaturabhängigkeit des thermodynamischen Dampfdrucks begründet ($p_v = p_v(T_\infty)$) – ist die Dampfdruckunterschreitung bei gegebenem statischen Druck am Düseneintritt von der äußeren Strömungsgeschwindigkeit unabhängig. Im Hinblick auf die mit der In-situ-Düse zu messenden Größen Zugfestigkeit und Keimgehalt stellt die Geschwindigkeit jedoch ebenfalls einen zu berücksichtigenden Parameter dar, da sie aufgrund des Messprinzips unter Umständen einen qualitativen und/oder quantitativen Einfluss auf die Keimverteilung am Düseneintritt hat.

2.2. Verteilung von freien Kavitationskeimen

Entscheidend für die Kavitationsneigung einer Flüssigkeit ist die Größe und die qualitative Zusammensetzung des Keimgehalts. Bedingt durch die unterschiedlichen Methoden zu dessen Ermittlung sind dabei auch verschiedene Formen zur genaueren Qualifizierung des Keimgehalts üblich. So werden neben einer einfachen Angabe der Gesamtkonzentration meist eine größenspezifische Konzentrationsverteilung (vgl. z.B. [87], [2], [44]) oder die Keimverteilung bzw. die Keimgrößenverteilung angegeben (vgl. z.B. [79], [42], [9], [73]). Der Unterschied der beiden letztgenannten kommt dabei durch eine begriffliche Differenzierung bei der Übersetzung des im Englischen universell verwendeten Begriffs „*nuclei size distribution*“ zustande. Demnach wird mit der Bezeichnung Keimverteilung noch keine Einschränkung bezüglich der zu verwendenden Dimension gemacht, wohingegen die Keimgrößenverteilung durch Gleichung 2.12 eindeutig definiert ist und die Dimension L^{-4} hat.

$$N(R) = -\frac{dc}{dR} \quad (2.12)$$

Eine eindeutige Unterscheidung zwischen Keimverteilung und Keimgrößenverteilung ist deshalb vonnöten, da letztere nur die Änderung der Konzentration mit dem Keimradius angibt und insofern lediglich eine relative Größe darstellt, die noch keine Information über den absoluten Keimgehalt liefert (vgl. z.B. [64]). Für eine vollständige Angabe des Keimgehalts muss bei dessen Darstellung in Form der Keimgrößenverteilung somit für wenigstens eine konkrete Keimgröße innerhalb des betrachteten Größenspektrums auch die entsprechende Absolutkonzentration angegeben werden.

2.2.1. Methoden zur Messung der Keimverteilung

Die Einteilung der Methoden zur Messung der Keimverteilung erfolgt hier auf Basis des verwendeten Messprinzips in optische und akustische Messverfahren. Das Hauptunterscheidungsmerkmal sind dabei die von der jeweils eingesetzten Sensorik unmittelbar erfassten physikalischen Größen. Während bei optischen Verfahren die Verteilung der Keime in der Flüssigkeit direkt am interessierenden Ort ermittelt wird, reagieren akustische Messverfahren auf die durch das Auftreten von Kavitation entstehenden Schallemissionen. Demzufolge werden optische Verfahren häufig auch als direkte und akustische Verfahren als indirekte Messmethoden bezeichnet. Beide Messprinzipien haben jeweils ihre Vor- und Nachteile, weshalb die Frage nach dem am besten geeigneten Verfahren nicht allgemein zu beantworten ist, sondern stets von Fall zu Fall entschieden werden muss.

Die bekanntesten optischen Messverfahren sind die *Holographie* (vgl. z.B. [42], [73], [61]), das *Light Scattering* Verfahren (z.B. [54], [11], [10]) und die *Phasen Doppler Anemometrie* (z.B. [35], [53], [3]). Das neben den so genannten Suszeptibilitätsmessgeräten bekannteste akustische Verfahren ist das *Acoustic Bubble Spectrometer* (ABS) der Firma Dynaflow (vgl. [38], [25], [29]), welches im Rahmen eines vorangegangenen Forschungsvorhabens am Fachgebiet von Brunn eingesetzt wurde.

Bei der Holographie wird durch Überlagerung von zwei kohärenten Lichtstrahlen ein dreidimensionales Bild des zu untersuchenden Messvolumens erzeugt, welches mit einer Holocamera aufgenommen und in einem nachgeschalteten Prozess ausgewertet wird. Durch Nutzung sämtlicher Eigenschaften wie Intensität, Wellenlänge und Phase des von den im Messvolumen vorhandenen Objekten reflektierten bzw. ausgesendeten Lichts, können in dem als *Hologramm* bezeichneten Bild sehr viele Informationen gespeichert werden, was die Holographie zu einem deutlich leistungsfähigeren Verfahren macht als herkömmliche bildgebende Messmethoden. So können beispielsweise sehr hohe Auflösungen realisiert werden, wodurch sich die Holographie sehr gut für die Ermittlung von Mikroblasenverteilungen in einer Flüssigkeitsströmung eignet. Zwei wesentliche Nachteile der Holographie sind jedoch die geringe Größe des Messvolumens, die zu einem vergleichsweise hohen Aufwand bei der Messung und anschließenden Auswertung führt sowie die fehlende Unterscheidbarkeit zwischen Mikroblasen und Feststoffpartikeln.

Bei dem so genannten *Light Scattering* Verfahren, für das im deutschen Sprachraum auch die Übersetzung *Streulichtverfahren* gebräuchlich ist, ergibt sich das Messvolumen aus dem Überschneidungsbereich des mit einem Laser senkrecht zur Strömungsrichtung erzeugten Lichtschnitts und der Empfängeroptik. Über diese aus mehreren Linsen und Blenden bestehende Optik wird das von den

durch das Messvolumen strömenden Teilchen reflektierte Streulicht zu einem Fotovervielfacher geleitet, dessen Ausgangssignal proportional zur Intensität des gestreuten Lichts und damit zur Größe der streuenden Teilchen ist ($R = f(I)$). Die vom Fotovervielfacher ausgesendeten Pulse werden verstärkt, mithilfe eines Impulshöhenanalysators nach der Größe der die Pulse verursachenden Teilchen sortiert und nach einstellbaren Größenklassen kategorisiert. Zwei entscheidende Nachteile des Streulichtverfahrens sind das im Vergleich zur Holographie noch kleinere Messvolumen und die ebenfalls fehlende Unterscheidbarkeit zwischen Mikroblasen und in der Flüssigkeit suspendierten Feststoffteilchen.

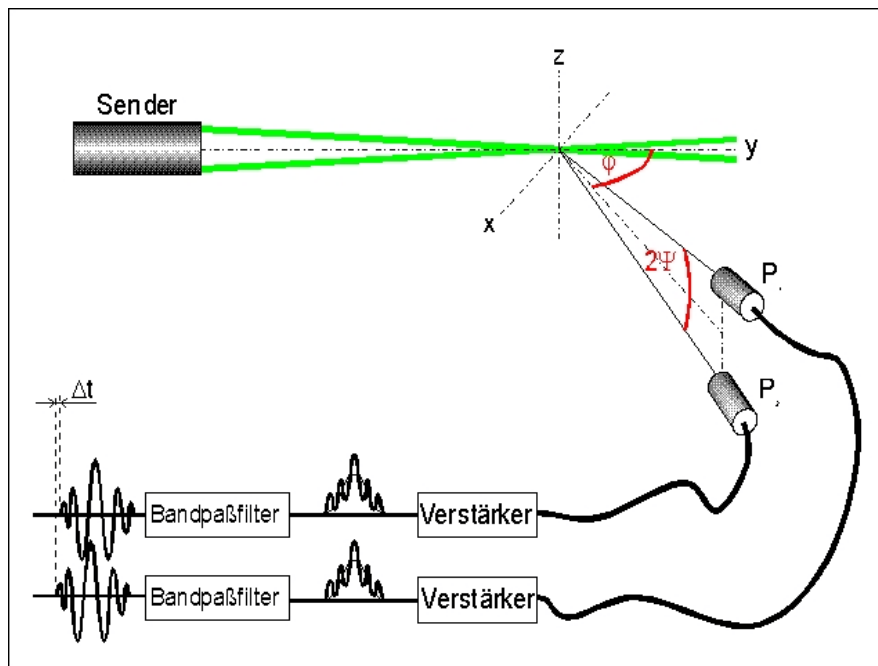


Abbildung 2.4.: Prinzipieller Aufbau bei der Phasen Doppler Anemometrie

Quelle: <http://www.uni-magdeburg.de/isut/seiten/common/pda/PDA.html> (Stand: 05.11.2011)

Abbildung 2.4 zeigt schematisch den Messaufbau bei der Phasen Doppler Anemometrie (PDA), welche eine Weiterentwicklung der Laser Doppler Anemometrie (LDA) ist. Die Weiterentwicklung besteht in der Verwendung eines zweiten Fotodetektors, durch den zusätzlich zur Geschwindigkeit auch die Größe der innerhalb des Messvolumens befindlichen Objekte ermittelt werden kann. Dabei wird, wie beim LDA-Verfahren auch, der von einem Dauerstrichlaser erzeugte Strahl in zwei parallele Teilstrahlen aufgespalten, die im selben Punkt fokussiert werden und dadurch das Messvolumen erzeugen. Durch die Kreuzung der beiden Laserstrahlen entsteht ein Interferenzmuster, so dass das von einem durch das Messvolumen tretenden Teilchen gestreute Licht unterschiedlich hell ist. Die Fotodetektoren sind in Strömungsrichtung versetzt angeordnet, so dass zwischen den beiden aus dem jeweils aufgefangenen Streulicht resultierenden Ausgangssignalen eine Phasenverschiebung besteht, die bei der grundlegenden Annahme kugelförmiger Teilchen proportional zum Teilchendurchmesser ist ($R = f(\Delta t)$). Im Unterschied zur Holographie und zum Light-Scattering-Verfahren, kann bei der so

genannten *Globalen Phasen Doppler Anemometrie*, welche eine nochmalige Weiterentwicklung der herkömmlichen PDA ist, auch zwischen Mikroblasen und Partikeln unterschieden werden. Ein weiterer Vorteil der Phasen Doppler Anemometrie ist die sehr hohe zeitliche und räumliche Auflösung. Ein Nachteil des PDA-Verfahrens ist wie auch schon bei der Holographie und dem Streulichtverfahren das kleine Messvolumen und der daraus resultierende relativ hohe zeitliche Messaufwand.

Bei dem Acoustic Bubble Spectrometer der Firma Dynaflow wird die am Messort in der Flüssigkeit vorliegende Keimgrößenverteilung anhand des Schallübertragungsverhaltens der Strömung ermittelt. Dies geschieht durch Aufnahme der mithilfe von zwei senkrecht zur Strömung angebrachten Hydrophonen übertragenen Schallsignale (siehe Abbildung 2.5), die anschließend in einem von der Firma Dynaflow patentierten Auswertalgorithmus analysiert werden. Zwei Vorteile dieses Messverfahrens sind die Erfassung der Keimgrößenverteilung über den gesamten Strömungsquerschnitt sowie die Tatsache, dass ausschließlich Mikroblasen detektiert werden, so dass keine Unterscheidung zwischen Mikroblasen und Feststoffpartikeln erforderlich ist. Der größte Nachteil dieses Verfahrens ist die vergleichsweise lange Messzeit in der Größenordnung von mehreren Minuten, aufgrund derer dynamische Änderungen der Keimgrößenverteilung nur in eingeschränktem Maße ermittelt werden können.

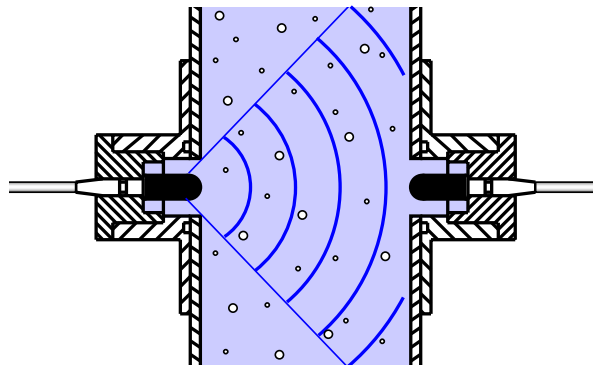


Abbildung 2.5.: Messprinzip des Acoustic Bubble Spectrometer

Quelle: [19]

Eine nähere Beschreibung der Funktionsweise sowie der Vor- und Nachteile der bekannten Suszeptibilitätsmessgeräte erfolgt im nachfolgenden Kapitel 3.1.

3. In-situ-Messsystem

3.1. Existierende Suszeptibilitätsmessgeräte

Entsprechend den Ausführungen in Kapitel 2.1.2 kann durch die Ermittlung der Zugfestigkeit die Kavitationsneigung einer Flüssigkeit quantifiziert werden. Die hierzu verwendeten Messgeräte werden allgemein als *Suszeptibilitätsmessgeräte* bzw. im Englischen als *Cavitation Susceptibility Meters* bezeichnet und meist zur Untersuchung der Flüssigkeit hinsichtlich Kavitation in einer hydraulischen Anlage eingesetzt. Dabei ist auch im Deutschen die Verwendung des englischen Begriffes bzw. dessen Abkürzung *CSM* üblich und deutsche und englische Bezeichnung werden im Folgenden als Synonyme verwendet.

Die meisten Suszeptibilitätsmessgeräte sind als konvergent-divergente Düse ausgeführt, in deren engstem Querschnitt unter kontrollierten Bedingungen Kavitation erzeugt und unter Einsatz der geeigneten Messtechnik die Zugfestigkeit und/oder die Konzentration der dieser zugrundeliegenden Kavitationskeime gemessen wird. Da das Minimum des statischen Drucks innerhalb der Düse im engsten Querschnitt liegt, folgt daraus, dass Gleichung 2.8 durch Gleichung 3.1 ersetzt werden kann. Zu den bekanntesten CSMs zählen die Venturidüse von Oldenziel [74], der *Centerbody Cavitation Nuclei Counter* von Gindroz [43] sowie die Geräte von d’Agostino und Acosta ([32], [33]) und Pham et al. [80]. Darüber hinaus gibt es zahlreiche theoretische und experimentelle Untersuchungen über die Funktionsweise und Einsatzmöglichkeiten von CSMs, wie z.B. von Lecoffre und Bonin [60], Oldenziel et al. [75], Shen et al. [86], Chahine und Shen [28] oder Ceccio et al. [22].

$$\Delta p_{krit} = p_v(T_\infty) - p_{min} \quad (3.1)$$

Abgesehen von der genauen Geometrie unterscheiden sich die existierenden CSMs in erster Linie in der (den) zu erfassenden Messgröße(n), der dazu verwendeten Sensorik sowie in der Anbindung des Messgerätes an die zu untersuchende hydraulische Anlage. So werden Suszeptibilitätsmessgeräte entweder im Bypass betrieben oder an der jeweils interessierenden Stelle der Anlage direkt in die Strömung eingebracht, woraus sich unterschiedliche Bedingungen bzw. Konsequenzen für den konkreten Messvorgang bzw. die Aussagekraft des Messergebnisses ergeben. Unabhängig von der Art der Anbindung an die Anlage wird bei allen CSMs mithilfe einer geeigneten Absaugeinrichtung ein Teilvolumenstrom durch das Messgerät abgesaugt, so dass lediglich eine Probe des gesamten Flüssigkeitsvolumens der Anlage untersucht wird.

Die verschiedenen Ausführungen der Suszeptibilitätsmessgeräte bringen unterschiedliche Vor- und Nachteile mit sich, die sowohl Einfluss auf die Einsetzbarkeit des Messgerätes als auch auf das Messergebnis selbst bzw. dessen korrekte Interpretation haben. So hat beispielsweise Shen in [85] gezeigt, dass sowohl die Reynoldszahl der Strömung innerhalb der Düse bzw. deren engstem Querschnitt, als auch die Größe des engsten Querschnitts selbst einen Einfluss auf die Kavitationszahl haben. Dies ist jedoch nicht automatisch gleichbedeutend mit einer tatsächlichen Beeinflussung des Kavitationsbeginns und damit der durch die Messung zu erfassenden Größen. So hat in diesem Zusammenhang nur der Einfluss der Reynoldszahl tatsächliche Auswirkungen auf den Kavitationsbeginn, während die Beeinflussung der Kavitationszahl durch die Größe des engsten Querschnitts nicht auf eine Veränderung des Kavitationsbeginns zurückzuführen ist. Nach Shen nimmt die Kavitationszahl mit steigender Reynoldszahl und mit größer werdendem Durchmesser des engsten Querschnitts ab. Während ersteres mit dem bekannten Geschwindigkeitsmaßstabseffekt zusammenhängt, welcher z.B. von Keller und Eikmann [56], Milton und Arakeri [70] und Striedinger [90] untersucht wurde, lässt sich der geometrische Einfluss durch die mit einer Vergrößerung des Durchmessers einhergehende Verringerung der Druckverluste erklären. Aufgrund der geringeren Verluste ist die zur Absenkung des statischen Drucks auf das für den Kavitationsbeginn erforderliche Niveau benötigte Strömungsgeschwindigkeit größer. Dies hat zwar eine Verringerung der Kavitationszahl, jedoch keine tatsächliche Änderung des Kavitationsbeginns zur Folge.

Eine Einsatzgrenze von Suszeptibilitätsmessgeräten stellt die prinzipielle Gefahr der Strömungsablösung im Diffusor der Venturidüse dar. Dies kann durch den Transport von Oberflächenkeimen in die Kernströmung zu einer qualitativen und/oder quantitativen Veränderung der Keimverteilung in der Düse führen (vgl. z.B. [32], [81]), was eine Verfälschung des Messergebnisses zur Folge hätte. Die Gefahr einer signifikanten Änderung der Keimverteilung zwischen der gewünschten Messposition in der hydraulischen Anlage und dem eigentlichen Messort ist umso größer, je weiter das Messgerät von der jeweils interessierenden Stelle in der Anlage entfernt ist bzw. je stärker die Strömung auf dem Weg zum Messgerät – z.B. durch Umlenkungen oder Einbauten in der verbindenden Leitung – beeinflusst wird. Die Wahrscheinlichkeit einer Verfälschung des Messergebnisses ist daher bei im Bypass betriebenen CSMs deutlich höher als bei solchen, die direkt in die Strömung eingebracht werden. Letztere haben hingegen den Nachteil, dass prinzipiell die Möglichkeit einer Beeinflussung der Anlagenströmung gegeben ist. So stellt das direkt in die Leitung eingebaute Messgerät einen Störkörper für die äußere Kanalströmung dar, was zu einer Änderung der Zuströmbedingungen für die sich unmittelbar stromab befindenden Anlagenteile führen kann und somit unter Umständen Auswirkungen z.B. auf den Betrieb einer sich dort befindenden Pumpe hat.

Eine weitere Einsatzgrenze von Suszeptibilitätsmessgeräten ist der Übergang von Einzelblasenkavitation zu Vollkavitation. Abgesehen davon, dass abhängig von der hierzu eingesetzten Methode in diesem auch als *choking* bezeichneten Zustand häufig keine eindeutige Bestimmung des Volumenstroms mehr möglich ist (siehe Kapitel 3.5.1), führt dies zu einer Keimsättigung innerhalb des Messgerätes (vgl. z.B. [32], [80]). Eine Differenzierung zwischen Einzelereignissen ist dann nicht mehr möglich und eine Fortsetzung des Messvorgangs würde keine verlässlichen Messwerte mehr liefern.

Die obigen Ausführungen über die existierenden Suszeptibilitätsmessgeräte machen deutlich, dass deren Einsetzbarkeit durch die mit den verschiedenen Ausfertigungen jeweils verbundenen Nachteile zum Teil erheblich eingeschränkt ist. Der Ansatz, die jeweiligen Vorteile der bekannten Ausführungen an CSMs in einem entsprechend konzipierten Messgerät zu vereinen und dabei gleichzeitig die angesprochenen Nachteile zu eliminieren, erscheint daher als der aussichtsreichste Weg zur Verbesserung der Funktion eines solchen Gerätes.

3.2. Konstruktion der In-situ-Düse

Analog zu den in Kapitel 3.1 beschriebenen Suszeptibilitätsmessgeräten funktioniert auch die In-situ-Düse nach dem Prinzip der hydrodynamischen Druckabsenkung in einer Venturidüse. Die Bezeichnung *in-situ* bedeutet dabei, dass das Messgerät direkt in die Rohrleitung der zu untersuchenden hydraulischen Anlage eingebracht wird und der Messvorgang in der Regel bei laufendem Anlagenbetrieb stattfindet. Die Innenkontur der Düse muss so dimensioniert sein, dass die Beschleunigung der Strömung im Konfusor der Düse ausreicht, um den statischen Druck im engsten Querschnitt unter den Dampfdruck abzusenken. Andererseits müssen zur Minimierung der Druckverluste der Durchflusswiderstand möglichst gering sein und Strömungsablösungen vermieden werden. Letzteres ist auch im Hinblick auf die Vermeidung von Schichtkavitation erforderlich, deren Auftreten durch das Ablösen der Strömung begünstigt wird (vgl. z.B. [80]). Das gleichzeitige Auftreten von Einzelblasenkavitation und Schichtkavitation in der In-situ-Düse erschwert die Detektion von Einzelereignissen und ist daher unerwünscht.

An dieser Stelle muss erwähnt werden, dass sowohl der Konstruktionsprozess der In-situ-Düse wie auch die experimentelle Erprobung des Prototypen und die anschließende Fertigung der Messdüse (siehe Kapitel 3.2.1) nicht Gegenstand dieser Arbeit waren, sondern im Rahmen mehrerer eigenständiger Forschungsvorhaben am Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik erfolgten, welche bereits vor Beginn des dieser Arbeit zugrundeliegenden Forschungsprojektes abgeschlossen waren. Eine ausführliche Dokumentation des Konstruktionsprozesses ist in den entsprechenden Projektabschlussberichten [8] und [7] sowie auch bei Schaad et al. [84] zu finden. Die Weiterentwicklung der In-situ-Düse im Sinne des gesamten Messsystems bzw. die Entwicklung der diesem zugrundeliegenden Messmethode sowie die dafür erforderlichen Umbau- und Erweiterungsmaßnahmen an der Hardware sind hingegen Gegenstand dieser Arbeit. Für das weitere Verständnis ist es daher erforderlich, die wichtigsten Dinge in Bezug auf die Konstruktion der Düse hier zusammenzufassen.

Zur Erleichterung der Darstellung ist es zunächst sinnvoll, die einzelnen Komponenten der In-situ-Düse gemäß ihrer Funktion in Baugruppen einzuteilen und entsprechend zu benennen. So wird der konvergent-divergente Teil des Messgerätes im Folgenden als *Düsenbereich*, oder schlicht als Düse bezeichnet. Die nach der Fertigung bzw. der Vormontage fest mit dem Düsenbereich verbundenen Teile werden nachfolgend als der *Düsenteil* bezeichnet. Dieser besteht aus der Düse, dem Übergangsstück, dem Absaugrohr und dem Montageflansch bzw. den damit fest verbundenen Teilen (siehe Abbildungen 3.4 und 3.5 in Kapitel 3.4). Zur vollständig montierten In-situ-Düse gehören

darüber hinaus noch die restlichen für die Montage benötigten Einzelteile (siehe Kapitel 3.4). Zwecks einer eindeutigen Unterscheidung zwischen der In-situ-Düse und dieser im Sinne des kompletten Messsystems, welches wiederum aus der In-situ-Düse, der Absaugeinheit und der Steuersoftware besteht, wird das gesamte Messsystem im Folgenden als *In-situ-Messsystem* bezeichnet.

Eine der Hauptanforderungen an die In-situ-Düse war die Überwindung der in Kapitel 3.1 genannten wesentlichen Nachteile der verschiedenen Ausführungen von Suszeptibilitätsmessgeräten. Zu diesem Zweck wurde mithilfe von numerischen Strömungssimulationen im ersten Schritt des Konstruktionsprozesses ausgehend von einer Referenzgeometrie zunächst eine Parameterstudie durchgeführt, auf deren Basis im weiteren Verlauf der Auslegung die endgültige Düsengeometrie festgelegt wurde (vgl. [8]). Der Vorteil bei der Einbeziehung numerischer Strömungsberechnungen in den Dimensionierungsprozess war dabei die Kenntnis der Strömungsgrößen nicht nur an ausgewählten Positionen innerhalb der Düse, sondern im gesamten Strömungsgebiet. Dadurch konnte bei der Festsetzung der Parameter für die Düsengeometrie auf aufwändige experimentelle Untersuchungen an einem Prototypen verzichtet werden, welche ohne die Einbeziehung numerischer Berechnungsmethoden unerlässlich gewesen wären.

Die numerischen Simulationen der Düsenströmung wurden mit dem kommerziellen Navier-Stokes-Löser *FLUENT* durchgeführt. Das Rechengebiet umfasst den gesamten Düsenbereich der In-situ-Düse sowie einen äußeren Kanal, welcher die zur Aufnahme der In-situ-Düse dienende Rohrleitung abbildet. Aufgrund der Rotationssymmetrie sowohl der Düse als auch des Kanals ist hier eine zweidimensionale Betrachtung des Rechengebietes ausreichend. Abbildung 3.1 links zeigt das unter Verwendung der Rotationsachse als Symmetrierandbedingung mit dem *FLUENT*-eigenen Vernetzungsprogramm *GAMBIT* gebildete Rechengebiet. Zur Ermittlung der optimalen Zellenanzahl des entsprechenden Rechnernetzes wurde zunächst eine Gitterunabhängigkeitsstudie durchgeführt, anhand derer das für alle weiteren Rechnungen verwendete Netz mit ca. 80000 Zellen ausgewählt wurde (vgl. [8]). Abbildung 3.1 rechts zeigt einen Ausschnitt dieses Netzes um den vorderen Düsenbereich. Zu Anschauungszwecken wurde das Netz hier an der Rotationsachse gespiegelt.

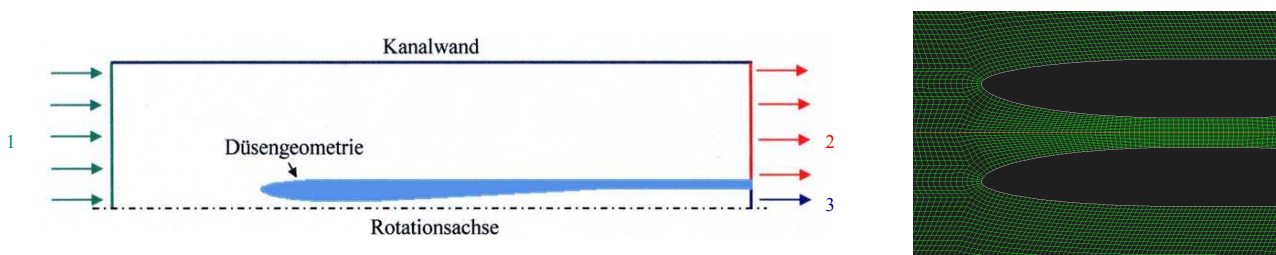


Abbildung 3.1.: links: Zweidimensionales Rechengebiet (Länge: 220 mm, Höhe: 50 mm) zur numerischen Berechnung der Strömung im Düsenbereich der In-situ-Düse; 1: Eintritt der Kanalströmung; 2: Austritt der Kanalströmung; 3: Austritt der Düsenströmung (Quelle [8])
rechts: Rechnernetz im vorderen Düsenbereich

Tabelle 3.1 gibt eine Übersicht über die wichtigsten Anforderungen an die In-situ-Düse, inklusive einer kurzen Beschreibung des jeweils einzuhaltenden Kriteriums bzw. der zu erfüllenden Voraussetzung zur bestmöglichen Befriedigung der entsprechenden Vorgabe. Zur Auflösung der sich dabei teilweise ergebenden Zielkonflikte wurde im Hinblick auf das übergeordnete Ziel der bestmöglichen Realisierung der Messfunktion eine Priorisierung der betreffenden Anforderungen vorgenommen. Bei gleicher Priorität konkurrierender Vorgaben wurde ein Kompromiss gewählt, der hinsichtlich dieses obersten Ziels die beste Lösung darstellte. In Ergänzung zu den obigen Erläuterungen muss hier ausdrücklich darauf hingewiesen werden, dass sowohl die In-situ-Düse, wie auch das gesamte In-situ-Messsystem zum Zeitpunkt der Auslegung als reines Suszeptibilitätsmessgerät zur Bestimmung der Zugfestigkeit des Wassers in hydraulischen Versuchskreisläufen dienen sollte. Dementsprechend hatten die in Tabelle 3.1 aufgelisteten Anforderungen die Bereitstellung eines für die Ermittlung von Zugfestigkeiten optimierten Messgerätes zum Ziel. Die Erweiterung des In-situ-Messsystems zu einem Messgerät zur zusätzlichen Ermittlung des Keimgehalts (*Keimspektrometer*) erfolgte erst im Rahmen dieser Arbeit und somit zu einem Zeitpunkt, zu dem die In-situ-Düse bereits gefertigt war. Die dadurch hinzugekommenen Anforderungen sowie die in diesem Zusammenhang durchgeführten Maßnahmen sind nicht in Tabelle 3.1 aufgeführt, sondern werden an entsprechender Stelle in dieser Arbeit beschrieben.

Das Ergebnis der Parameterstudie zur Ermittlung der optimalen Düsengeometrie ist die in Abbildung 3.2 dargestellte Düse. Der gesamte Düsenbereich besteht dabei aus den drei Teilen *Düsen-eintritt mit Konfusor*, engster Querschnitt (*Düsenhals*) und *Diffusor*, deren Kontur jeweils als Funktion der Koordinate x entlang der Düsenachse beschrieben ist. Der Koordinatenursprung ist dabei für alle Teilbereiche der Düsen-eintritt. Die Kontur des Konfusors vom Düsen-eintritt bis zum Beginn des engsten Querschnitts folgt dem durch Gleichung 3.2 beschriebenen elliptischen Verlauf. Der engste Querschnitt ist konstant und somit durch den einfachen Zusammenhang der Gleichung 3.3 gegeben. Der Diffusor ist seinerseits nochmals in die zwei Bereiche 25–31 mm und 31–95 mm hinter dem Düsen-eintritt unterteilt. Für die ebenfalls elliptische Kontur des vorderen Diffusorbereichs gilt Gleichung 3.4. Die Kontur im hinteren Bereich hat einen konischen Verlauf und ist durch Gleichung 3.5 beschrieben, was einem Diffusoröffnungswinkel (\cong Gesamtöffnungswinkel) von 6° entspricht. Die äußere Düsenkontur hat im vorderen Bereich einen elliptischen Verlauf (Gleichung 3.6) und geht bei $x = 20$ mm in eine zylindrische Form über (Gleichung 3.7). In Tabelle 3.2 sind die genauen Maße der einzelnen Komponenten der Düse angegeben.

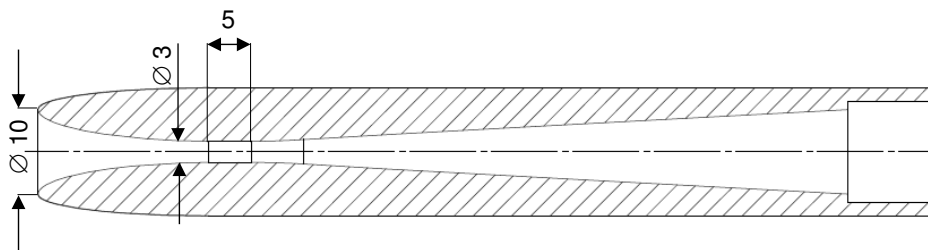


Abbildung 3.2.: Schnittansicht der In-situ-Düse mit Hauptabmessungen

Anforderung	Umsetzung
Zugfestigkeitsmessbereich ca. 0–3 bar	ausreichende Beschleunigung der Strömung im Konfuser; ausreichende Länge des engsten Querschnitts
Zugfestigkeitsmessungen bei Anlagen- drücken im Bereich 0,5–4 bar	Gewährleistung der erforderlichen Absaugvolumen- ströme; möglichst kleiner Durchmesser im engsten Quer- schnitt
Zugfestigkeitsmessungen bei Strö- mungsgeschwindigkeiten in der Anlage im Bereich 0–10 m/s	Gewährleistung der erforderlichen Absaugvolumen- ströme
Auftreten von Kavitation nur im engsten Querschnitt	Stabilisierung des Druckminimums im engsten Quer- schnitt
keine bzw. geringe Induktion von Kavita- tion an den Wänden	hohe Oberflächengüte der Innenwand
keine Strömungsablösung innerhalb der Düse	möglichst kleiner Diffusoröffnungswinkel
geringer Durchflusswiderstand	kürzestmögliche Länge aller Düsenbereiche; größtmöglicher Durchmesser im engsten Querschnitt
keine bzw. geringe Beeinträchtigung der äußeren Kanalströmung	möglichst kleine äußere Abmessungen; strömungstechnisch günstige Außenkontur
einfache Fertigbarkeit	größtmöglicher Durchmesser im engsten Querschnitt

Tabelle 3.1.: Liste der Anforderungen an die In-situ-Düse

$$r_{Konf}(x) = \frac{d_{ein}}{2} - \left(\frac{d_{ein}}{2} - \frac{d_{min}}{2} \right) \cdot \sqrt{1 - \frac{(x - l_{Konf})^2}{l_{Konf}^2}} \quad (3.2)$$

$$r_{eng}(x) = \frac{d_{min}}{2} \quad (3.3)$$

$$r_{Diff,1}(x) = \frac{d_{ein}}{2} - \left(\frac{d_{ein}}{2} - \frac{d_{min}}{2} \right) \cdot \sqrt{1 - \frac{(x - (l_{Konf} + l_{eng}))^2}{l_{Konf}^2}} \quad (3.4)$$

$$r_{Diff,2}(x) = 0,0524 \cdot x + 0,0568 \quad (3.5)$$

$$r_{a,1}(x) = \frac{d_{ein}}{2} + \left(\frac{d_a}{2} - \frac{d_{ein}}{2} \right) \cdot \sqrt{1 - \frac{(x - l_{Konf})^2}{l_{Konf}^2}} \quad (3.6)$$

$$r_{a,2}(x) = \frac{d_a}{2} \quad (3.7)$$

Beschreibung	Symbol	Abmessung
Eintrittsdurchmesser	d_{ein}	10 mm
Länge des Konfusers	l_{Konf}	20 mm
Querschnittsänderung im Konfuser	$A(x)$	$A(x) = \pi \cdot r_{Konf}^2(x)$
Durchmesser des engsten Querschnitts	$d_{eng} = d_{min}$	3 mm
engster Querschnitt	A_{eng}	7,069 mm ²
Länge des engsten Querschnitts	l_{eng}	5 mm
Öffnungswinkel des Diffusors	δ_{Diff}	6°
Länge des Diffusors	l_{Diff}	69,71 mm
Außendurchmesser	d_a	15 mm

Tabelle 3.2.: Abmessungen der In-situ-Düse

3.2.1. Fertigung der Düsengeometrie

Nach Festlegung der Düsengeometrie wurde zunächst ein Prototyp hergestellt, anhand dessen im Rahmen einer experimentellen Erprobung die Erfüllung der Anforderungen aus Tabelle 3.1 überprüft wurde. Ein wichtiger Aspekt dabei war die Feststellung des Ortes der Kavitation in der Düse. Um das Kavitationsgeschehen visuell beobachten zu können, wurde der Düsenbereich des Prototypen aus Plexiglas gefertigt. Die später mit dem fertigen Messsystem verwendete Ausführung der In-situ-Düse (*Messdüse*) besteht dagegen vollständig aus Edelstahl. Hierzu muss erwähnt werden, dass im Zuge der Untersuchungen des dieser Arbeit zugrundeliegenden Forschungsvorhabens zwei Ausführungen der In-situ-Düse gefertigt wurden, deren Konstruktion sich bedingt durch ihre Verwendung in zwei verschiedenen Teilen der untersuchten Anlage unterscheidet (siehe Kapitel 3.4 und vgl. auch [40]). Dies bezieht sich jedoch nur auf die für die Montage relevanten Teile der beiden Ausführungen und hat somit keinen Einfluss auf den Messvorgang.

Die Forderung nach der Beschränkung des Kavitationsgeschehens auf den engsten Querschnitt liegt darin begründet, dass mit Blick auf die Ermittlung einer gegenüber der Strömung außerhalb der Düse möglichst unverfälschten Zugfestigkeit nach Möglichkeit nur Dampfkavitationsereignisse generiert werden sollten. Das bedeutet, dass sowohl Pseudokavitation sowie eine frühzeitige Induktion von Kavitation außerhalb des Druckminimums möglichst vermieden werden müssen. Beides wird durch die Ansammlung von Oberflächenkeimen an der Düsenwand begünstigt (vgl. z.B. [78], [71]), was gemäß den Ausführungen in Kapitel 2.1.4 auf mikroskopische Unebenheiten in der Materialoberfläche zurückzuführen ist. Um dem entgegenzuwirken, wurde für die Fertigung der Messdüse ein Lasererosionsverfahren gewählt, mit dem sich hohe Oberflächengüten erzielen lassen. Da darüber hinaus die experimentelle Erprobung des Prototypen gezeigt hat, dass Kavitation in allen relevanten Betriebspunkten ausschließlich am Ende des engsten Querschnitts auftritt, kann davon ausgegangen werden, dass auch in der Messdüse keine frühzeitige Induktion von Kavitation stattfindet.

Abgesehen vom Konstruktionsprozess und den Untersuchungen am Prototypen der In-situ-Düse, welche wie weiter oben erläutert zu Beginn dieser Arbeit bereits abgeschlossen waren, wurden im

Rahmen dieser Arbeit die folgenden Umbau- und Erweiterungsmaßnahmen am In-situ-Messsystem vorgenommen, die an entsprechender Stelle der vorliegenden Arbeit ausführlich beschrieben werden.

- Fertigung einer zweiten Ausführung der In-situ-Düse mit im Vergleich zur bestehenden In-situ-Düse baugleichem Düsenbereich
- Konstruktion (vgl. [40]) und Fertigung der Montageteile für die zweite Ausführung der In-situ-Düse (siehe Kapitel 3.4)
- Inbetriebnahme der zweiten Ausführung der In-situ-Düse (vgl. [96])
- Aufbau und Inbetriebnahme (vgl. [40]) sowie Optimierung (vgl. [96]) der Absaugeinheit des In-situ-Messsystems zur Ermöglichung des Messbetriebs mit beiden Düsenausführungen (siehe Kapitel 3.5)
- Verbesserung der Kavitationsdetektion durch Verwendung eines extern angebrachten Körperschallsensors anstatt eines in die Düsenwand eingeklebten Mikrofons (vgl. auch [96])
- Verbesserung des Verfahrens zur Bestimmung des Düsenvolumenstroms (siehe Kapitel 3.5.1 und vgl. auch [82])
- Überarbeitung der bestehenden Teile und Erweiterung der Steuersoftware des In-situ-Messsystems (vgl. auch [40] und [96])

Darüber hinaus wurden in dieser Arbeit die folgenden theoretischen, experimentellen und numerischen Untersuchungen durchgeführt, auf die ebenfalls im weiteren Verlauf der Arbeit ausführlich eingegangen wird.

- theoretische Überlegungen sowie experimentelle und numerische Untersuchungen zur Verwendung der In-situ-Düse als Keimspektrometer (siehe Kapitel 3.8 und 3.9)
- Entwicklung, programmiertechnische Umsetzung und Verifikation eines standardisierten Messablaufs für Zugfestigkeitsmessungen mit dem In-situ-Messsystem (siehe Kapitel 3.10)
- Durchführung der grundlegenden Messungen zur Entwicklung des standardisierten Messablaufs für Zugfestigkeitsmessungen mit dem In-situ-Messsystem (vgl. [82])
- Entwicklung, programmiertechnische Umsetzung und Verifikation eines Auswerteverfahrens zur Bestimmung der kavitationsspezifischen Flüssigkeitseigenschaften mit dem In-situ-Messsystem (siehe Kapitel 3.11)
- Entwicklung einer standardisierten Vorgehensweise zur gleichzeitigen Durchführung von Zugfestigkeitsmessungen mit dem In-situ-Messsystem und Abreißversuchen an einer Versuchspumpe (siehe Kapitel 5.3 und vgl. auch [82])

3.3. Messgrößen und Instrumentierung der In-situ-Düse

Die mit der In-situ-Düse zu ermittelnde Messgröße ist die nach Gleichung 2.8 definierte Zugfestigkeit des Wassers oder einer anderen Flüssigkeit in einer hydraulischen Anlage. Neben einer geeigneten Detektion der Einzelereignisse bei beginnender Kavitation ist dazu die Kenntnis des statischen Drucks und der Flüssigkeitstemperatur am Ort der Kavitation erforderlich. Zahlreiche experimentelle Untersuchungen wie z.B. von Borkent et al. [12] zeigen, dass neben mikroskopischen auch makroskopische Störungen der Oberfläche die Entstehung von Kavitation begünstigen. Durch eine zur Ermittlung des Drucks im engsten Querschnitt der Düse dort installierte Messbohrung bestünde somit also grundsätzlich die Gefahr einer frühzeitigen Kavitationsinduktion. Um die damit verbundene Verfälschung des Messergebnisses zu vermeiden, ist es daher erforderlich, den Druck im engsten Querschnitt auf indirektem Wege aus dem statischen Druck an einer geeigneten Stelle außerhalb des engsten Querschnitts und dem abgesaugten Düsenvolumenstrom zu bestimmen. Letzterer muss dabei aus messtechnischen Gründen ebenfalls indirekt aus der durch die Absaugung entstehenden Druckdifferenz ermittelt werden. Näheres hierzu ist in Kapitel 3.6 bzw. in Kapitel 3.5.1 beschrieben.

Die mit der In-situ-Düse direkt zu erfassenden Messgrößen sind demnach ein statischer Druck, eine Druckdifferenz sowie die Zeitpunkte der Kavitationsereignisse. Die Detektion der Ereignisse erfolgt akustisch mithilfe eines kapazitiven Körperschallsensors, der außen am Absaugrohr der In-situ-Düse angebracht ist (siehe Abbildung 3.3 und vgl. [96]). Das Ausgangssignal des Sensors ist eine dem Körperschall proportionale elektrische Ladung, die in einem nachgeschalteten analogen Ladungsverstärker hochpassgefiltert und durch entsprechende Verstärkung in ein an den Messbereich der zur Datenerfassung verwendeten Messkarte angepasstes analoges Spannungssignal umgewandelt wird. Für die Ermittlung der beiden Drücke werden ein Absolut- bzw. ein Differenzdrucksensor verwendet. Tabelle 3.3 enthält die genauen Spezifikationen der drei Sensoren. Die Messung der zur Bestimmung des thermodynamischen Dampfdrucks benötigten Flüssigkeitstemperatur erfolgt aus konstruktiven Gründen nicht mit dem In-situ-Messsystem, sondern in der zu untersuchenden hydraulischen Anlage in der Nähe der Einbauposition der In-situ-Düse.

Sensortyp	Hersteller	Rohsignal	Messbereich	Genauigkeit
Absolutdruck	Keller, PAA 23	0-10 V	0-5 bar	$\pm 0,5\%$
Differenzdruck	Keller, PD 23	0-10 V bzw. 0,5-4,5 V	0-1 bar bzw. 0-500 mbar	$\pm 0,5\%$
Körperschall	FUJICERA, M5W	verstärkungsabhängige Spannung	0,1-5 MHz	k. A.

Tabelle 3.3.: Sensorik der In-situ-Düse

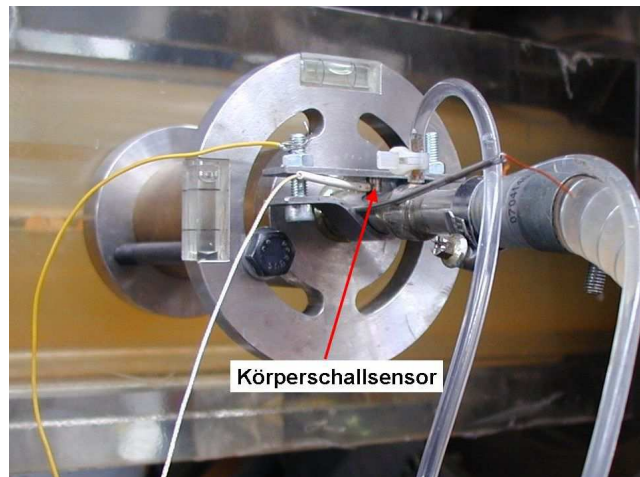


Abbildung 3.3.: Anbringung des Körperschallsensors am Absaugrohr der In-situ-Düse

Die Datenerfassung erfolgt mithilfe einer digitalen 14 Bit Messkarte, die über eine USB Schnittstelle an einen Messrechner angeschlossen wird. Zur Kommunikation zwischen Rechner und Messkarte wird softwareseitig eine in *MATLAB* eingebundene Dynamic Link Library (DLL) verwendet, so dass die gesamte Ansteuerung der Messkarte aus *MATLAB* heraus erfolgen kann. Die Messdaten liegen somit direkt in *MATLAB* vor, was für die anschließende Auswertung der Messungen von großem Vorteil ist (siehe Kapitel 3.11).

3.4. Montage der In-situ-Düse

Die In-situ-Düse wird direkt in die Rohrleitung der zu untersuchenden hydraulischen Anlage eingebaut. Bedingt durch die unterschiedlichen Montagevarianten sind die entsprechenden Anschlussmaße jedoch nicht gleich. Bei der in Abbildung 3.4 dargestellten ersten Düsenausführung sind nur die Düse, das Übergangsstück, das Absaugrohr und der Montageflansch fest miteinander verbunden, während die Montage in der Rohrleitung mithilfe der Distanzhülsen und des separaten Einschraubflanschs erfolgt. Die Maße der Distanzhülsen sind dabei so gewählt, dass sich die Düsenachse im eingebauten Zustand genau in der Mitte der Rohrleitung befindet. Bei der zweiten Ausführung gehört auch die Schiebehülse mit zum Düsenteil, der in diesem Fall nicht mit einem Einschraubflansch, sondern über einen Verschraubungsflansch in der Rohrleitung befestigt wird (siehe Abbildung 3.5 und vgl. [40]). Durch die bewegliche Schiebehülse kann der Düsenteil auch im eingebauten Zustand noch in radialer Richtung verschoben werden. Die Schnittansicht in Abbildung 3.6 zeigt die zweite Ausführung der In-situ-Düse im eingebauten Zustand.

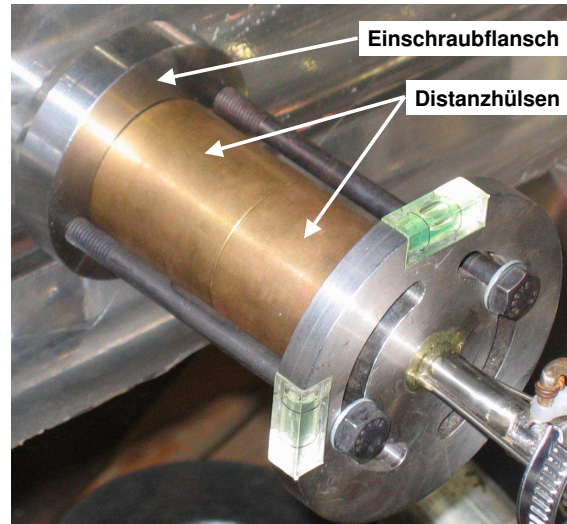
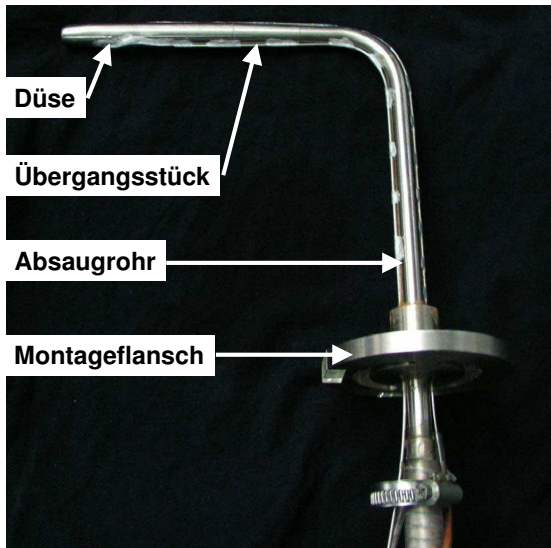


Abbildung 3.4.: Erste Ausführung der In-situ-Düse

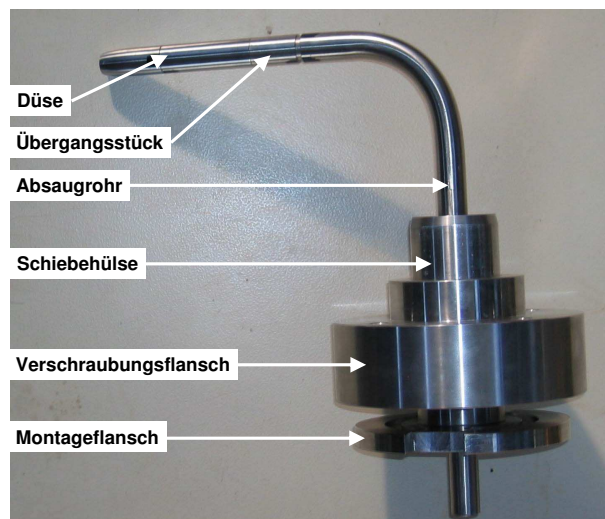


Abbildung 3.5.: Zweite Ausführung der In-situ-Düse

In der Standardeinbaulage befindet sich der Eintrittsquerschnitt der Düse bei beiden Ausführungen genau senkrecht zur Strömungsrichtung, so dass die Düsenöffnung direkt angeströmt wird (\cong *Gleichstrombetrieb*). Beide Montagevarianten sind jedoch so konstruiert, dass der Winkel zwischen Düsen- und Rohrachse durch eine entsprechende Verdrehung des Düsenteils gegenüber den Einbauteilen auch im eingebauten Zustand jederzeit einstellbar ist.

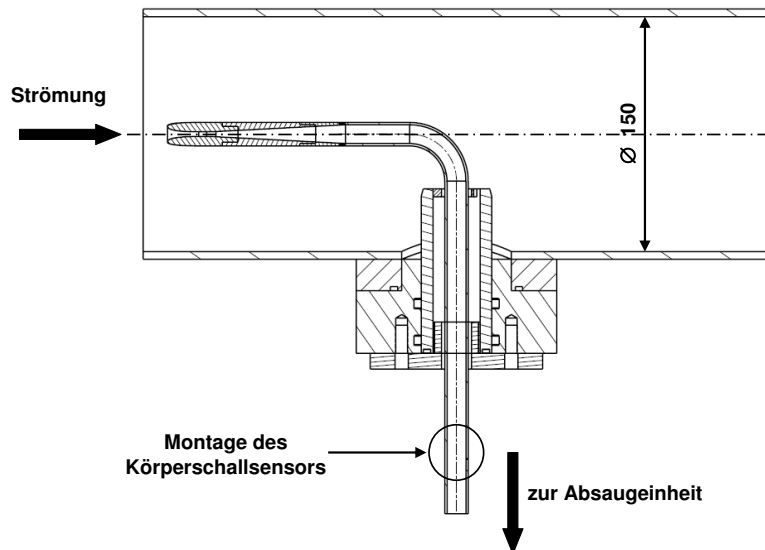


Abbildung 3.6.: Montage der In-situ-Düse in einer zylindrischen Rohrleitung

3.5. Erzeugung des Düsenvolumenstroms

Gemäß den Anforderungen in Tabelle 3.1 muss der durch die In-situ-Düse abgesaugte Volumenstrom stets so gewählt werden, dass im engsten Querschnitt der Düse der Dampfdruck unterschritten wird. Die Dampfdruckunterschreitung muss dabei so groß sein, dass es, unabhängig von den Randbedingungen am Düsen Eintritt (*Düsenrandbedingungen*), im engsten Querschnitt in jedem Fall zu Kavitation kommt. In Anbetracht der Tatsache, dass das In-situ-Messsystem in hydraulischen Anlagen unterschiedlicher Größe und Strömungsbedingungen eingesetzt werden soll, muss der Absaugvolumenstrom in einem weiten Bereich einstellbar sein. Die Umsetzung des in Kapitel 3.10.2 beschriebenen Messablaufs erfordert darüber hinaus nicht nur die Einstellbarkeit eines stationären Düsenvolumenstroms, sondern auch dessen Steuerbarkeit.

Vor der Erweiterung des In-situ-Messsystems zum Keimspektrometer wurde als Absaugeinheit eine Kreiselpumpe in Verbindung mit einem manuell verstellbaren Drosselventil verwendet. Mit diesem System war jedoch zum einen die erforderliche Einstellbarkeit des Düsenvolumenstroms nicht gegeben, zum anderen wäre in dieser Konfiguration der gleichzeitige Messbetrieb mit beiden Düsenausführungen nicht möglich gewesen, so dass eine neue Absaugeinheit eingesetzt werden musste.

Die Absaugung des Düsenvolumenstroms erfolgt durch die Erzeugung einer variablen statischen Druckdifferenz zwischen dem Einbauort der In-situ-Düse und einem Auffangbehälter mit einem Volumen von ca. 140 l, welcher mithilfe einer Vakuumpumpe auf minimal etwa 70 mbar Absolutdruck evakuiert wird. Die Kontrolle des Behälterdrucks erfolgt mit einem statischen Drucksensor und der Füllstand wird mit einer Füllstandslanze überwacht. Darüber hinaus steht der Behälter auf einer Waage, so dass der ungefähre Füllstand auch anhand des Gewichts ermittelt werden kann. Der Anschluss der beiden In-situ-Düsen an den Behälter erfolgt jeweils über einen hydraulisch glatten

Kunststoffschlauch, der mit dem Absaugrohr der jeweiligen Düsenausführung verbunden ist (siehe Abbildung 3.7). Die Einstellung bzw. Steuerung des Absaugvolumenstroms erfolgt über die Änderung des Öffnungsquerschnitts eines in die Absaugleitung zwischen In-situ-Düse und Vakuumbehälter eingebauten Proportionalventils, welches mit einer Steuerspannung von 0–10 V über einen der Analogausgänge der für die Datenerfassung verwendeten Messkarte angesteuert wird. Die Entleerung des Vakuumbehälters erfolgt mithilfe der ursprünglich zur Absaugung verwendeten Pumpe.

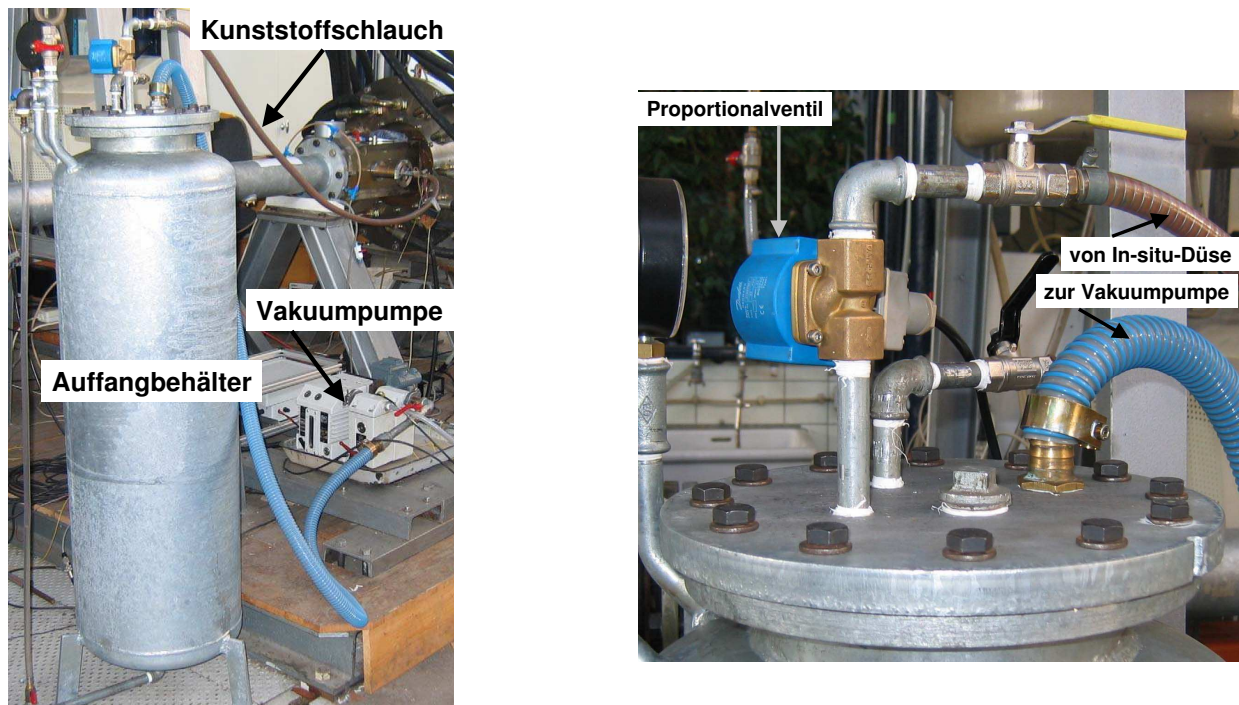


Abbildung 3.7.: Absaugeinheit der In-situ-Düse bestehend aus Auffangbehälter, Vakuumpumpe, Proportionalventil und Schlauchleitung

3.5.1. Bestimmung des Düsenvolumenstroms

Die Bestimmung des Düsenvolumenstroms muss abhängig von den Randbedingungen am Düsen Eintritt nach zwei unterschiedlichen Methoden erfolgen. Wie in Kapitel 3.3 bereits erwähnt, muss der Volumenstrom aus messtechnischen Gründen indirekt anhand der durch das Absaugen erzeugten Druckdifferenz ermittelt werden. Der Grund hierfür ist die vergleichsweise geringe Dynamik der normalerweise zur Durchflussmessung verwendeten magnetisch induktiven Durchflussmessgeräte (*MID*). Für die Ermittlung des Zusammenhangs zwischen Absaugvolumenstrom und Druckdifferenz im Rahmen der vor der Aufnahme des Messbetriebs erforderlichen Kalibrierung wird jedoch ein *MID* benötigt.

Zur Kalibrierung der indirekten Durchflussmessung wird der Düsenvolumenstrom schrittweise erhöht und durch jeweiliges Messen der Druckdifferenz bzw. des Rohsignals des Differenzdrucksensors und gleichzeitiges Ablesen des MIDs in annähernd gleichen Volumenstromabständen der Zusammenhang zwischen beiden Größen ermittelt. Die direkte Verwendung des Rohsignals des Sensors hat den Vorteil, dass dadurch keine Umrechnung in die physikalische Größe erfolgen muss, wodurch wegen des Wegfalls der entsprechenden Kalibrierung des Sensors die Messgenauigkeit erhöht wird. Durch Interpolation zwischen den einzelnen Messpunkten wird eine Kalibrierkurve erstellt, die in der Steuersoftware der In-situ-Düse hinterlegt wird. Die geringe Dynamik des MIDs stellt dabei kein Problem dar, da der Volumenstrom während der einzelnen Messungen jeweils konstant gehalten wird.

Im Hinblick auf den späteren Messbetrieb ist bei dieser Methode der Durchflussmessung entscheidend, dass der Zusammenhang zwischen Absaugvolumenstrom und Druckdifferenz nur verwendet werden kann, so lange noch keine Vollkavitation vorliegt (siehe Kapitel 3.11.1.3). Der Grund hierfür ist, dass die Ausbildung eines zusammenhängenden Kavitationsgebietes wegen dessen starker Wechselwirkung mit der Strömung eine signifikante Erhöhung der Druckverluste zur Folge hat und in diesem Zustand somit kein eindeutiger Zusammenhang mehr zwischen Volumenstrom und Druckdifferenz besteht.

Die Ermittlung des Absaugvolumenstroms erfolgt bezogen auf die hierzu verwendete Druckdifferenz entweder nach der *internen* oder nach der *semi-internen* Methode (siehe Abbildung 3.8 und vgl. auch [82]). Bei der internen Methode wird die Druckdifferenz zwischen einer Messstelle am Austritt des Absaugrohrs der In-situ-Düse und der Messstelle im Diffusor der Düse, an der auch der statische Druck ermittelt wird gemessen (*interne Druckdifferenz*). Bei der semi-internen Methode wird dagegen die Differenz aus dem Druck außerhalb der Düse, unmittelbar vor deren Eintritt und dem Diffusor gemessen (*semi-interne Druckdifferenz*).

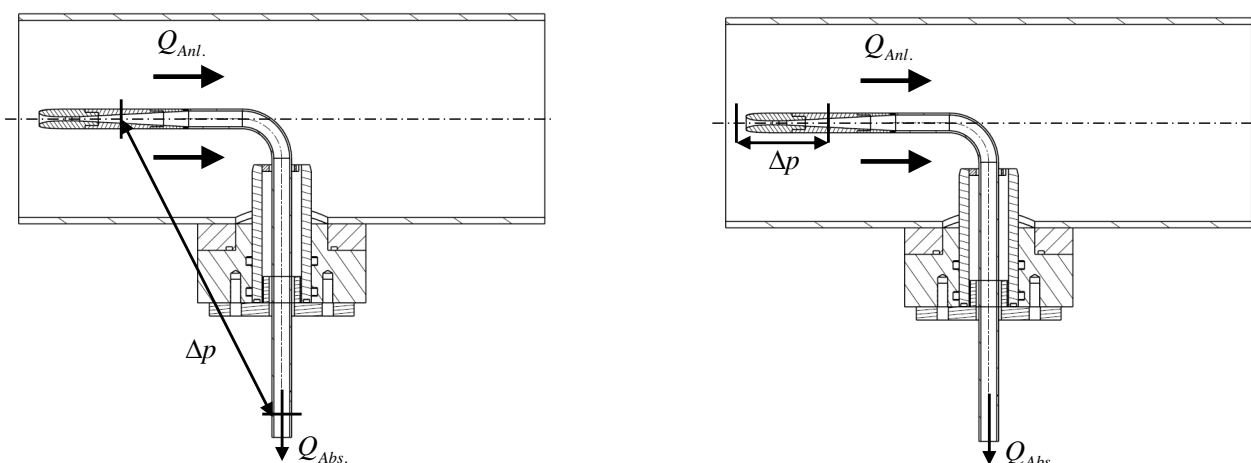


Abbildung 3.8.: Unterschiedliche Methoden zur Bestimmung des Düsenvolumenstroms

links: interne Methode

rechts: semi-interne Methode

Entscheidend für die Auswahl der anzuwendenden Methode zur Ermittlung des Düsenvolumenstroms ist die Höhe des statischen Drucks an der Einbauposition der In-situ-Düse bzw. letztlich die Größe des Absaugvolumenstroms selbst. Dies wird anhand von Abbildung 3.9 deutlich, in der der Einfluss des Systemdrucks unmittelbar vor dem Düsen Eintritt auf den zur Unterschreitung des Dampfdrucks im engsten Querschnitt der Düse benötigten Volumenstrom wiedergegeben ist. Hierzu wurde unter Annahme einer Potentialströmung und unter Vernachlässigung der Druckverluste in der Düse für eine Wassertemperatur von 20 °C und zwei verschiedene Systemdrücke ein idealisierter Absaugvorgang simuliert, indem der Düsenvolumenstrom in einem für den realen Messvorgang typischen Bereich linear mit der Zeit erhöht wurde (siehe Kapitel 3.10.1). Der Maximalvolumenstrom entspricht dabei dem 1,25-fachen des Wertes, bei dem während des jeweiligen Kalibriervorgangs Vollkavitation vorlag und der Anfangsvolumenstrom wurde auf 65% des jeweiligen Maximalwertes gesetzt. Die gewählten Systemdrücke von 1 und 0,25 bar wurden dabei bewusst ausgewählt, da dies in etwa die Grenzen des Betriebsbereichs der In-situ-Düse bei den im Zusammenhang mit Kapitel 5.3 durchgeführten Messungen sind.

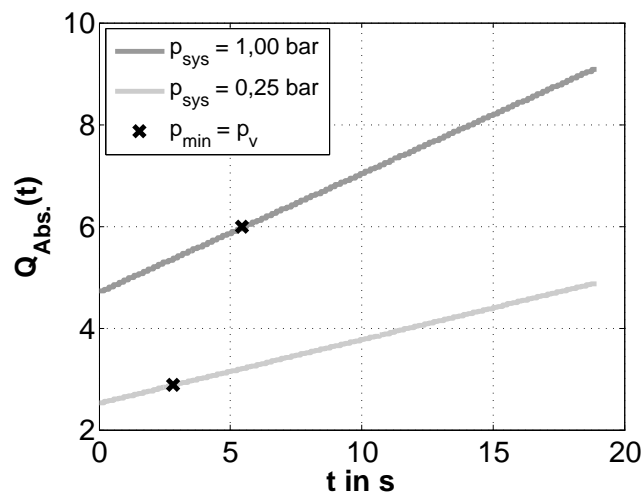


Abbildung 3.9.: Idealisierter Zeitverlauf des Düsenvolumenstroms in Abhängigkeit des Eintrittsdrucks (Stoffdaten aus [36])

Bei niedrigen Systemdrücken und damit kleinen Absaugvolumenströmen ist die interne Druckdifferenz so gering, dass die mit einer Änderung des Volumenstroms verbundene Änderung dieser Druckdifferenz in derselben Größenordnung liegt wie die Auflösung des Differenzdrucksensors und der Messfehler somit 100% betragen würde. Aus diesem Grund muss der Volumenstrom bei niedrigen Systemdrücken anhand der semi-internen Druckdifferenz ermittelt werden. Die hier durch den Absaugvorgang erzeugte Druckdifferenz ist auch bei sehr niedrigen Systemdrücken bzw. geringen Absaugvolumenströmen noch groß genug, um mit dem Differenzdrucksensor mit ausreichender Genauigkeit bestimmt zu werden. Die semi-interne Methode hat jedoch den Nachteil, dass der Zusammenhang zwischen dem Volumenstrom und der Druckdifferenz nicht mehr konstant ist, da in diese jetzt der Systemdruck unmittelbar vor der Düse eingeht. Sie ist somit vom hydrodynamischen

Strömungszustand außerhalb der Düse abhängig und der Zusammenhang zwischen Düsenvolumenstrom und Druckdifferenz muss für jeden Systemdruck individuell kalibriert werden (vgl. auch [82]).

Wie aus Abbildung 3.9 ersichtlich ist, wird bei einer Wassertemperatur von 20°C und einem Systemdruck von 1 bar bei einem Volumenstrom von ca. 6 l/min (5,99 l/min) im engsten Querschnitt gerade der Dampfdruck erreicht. Im Hinblick auf die im Rahmen der Auswertung gewählte Vorgehensweise zur Ermittlung der Keimverteilung werden diese Randbedingungen im Folgenden als *Standarddüsenrandbedingungen* und der entsprechende Zustand als *Referenzeintrittszustand* bezeichnet.

In Abbildung 3.10 sind die sich für die oben genannten Systemdrücke in der Düse ergebenden Reynoldszahlen dargestellt. Der linke Teil der Abbildung zeigt die für die beiden Volumenstrom-Zeit-Verläufe aus Abbildung 3.9 berechneten, auf den engsten Querschnitt der Düse bezogenen Zeitverläufe der Reynoldszahl, während im rechten Bild die Verläufe der Reynoldszahl zwischen dem Düseneintritt und dem engsten Querschnitt dargestellt sind. Die hierfür herangezogenen Volumenströme entsprechen mit 2,88 l/min bzw. 5,99 l/min dem jeweiligen zum Erreichen des Dampfdrucks im engsten Querschnitt erforderlichen Wert. Aus der Abbildung ist ersichtlich, dass auf Basis des für den Umschlag einer Rohrströmung von laminar nach turbulent üblicherweise herangezogenen Wertes der Reynoldszahl von 2300 in allen relevanten Betriebspunkten innerhalb der Düse eine turbulenten Strömung vorliegt.

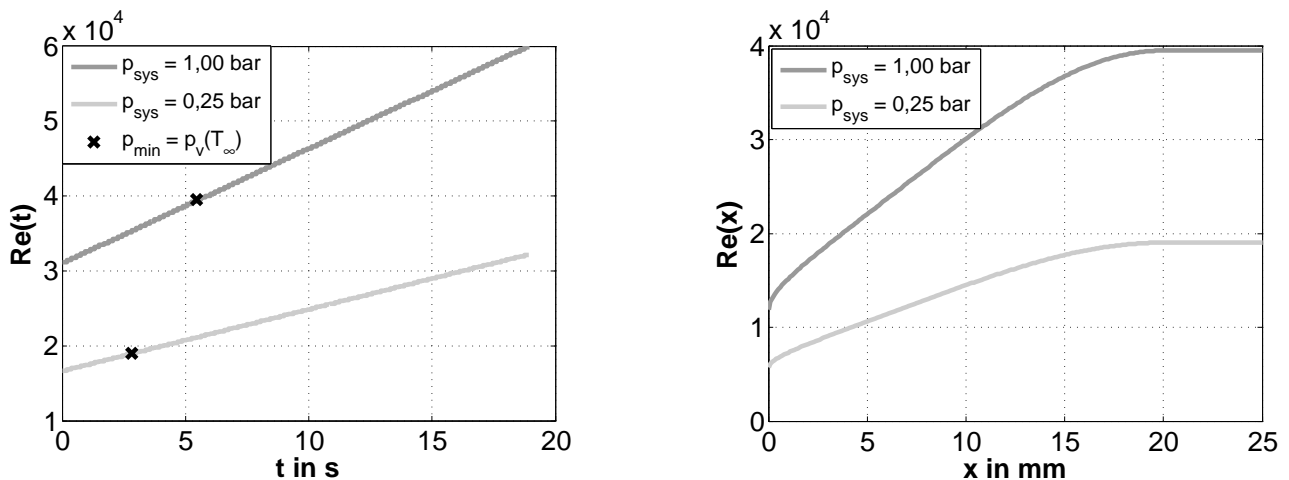


Abbildung 3.10.: Qualitative Zeit- und Ortsverläufe der Reynoldszahl der Strömung in der Düse bei unterschiedlichen Düsenrandbedingungen (Stoffdaten aus [36])

3.6. Bestimmung der Zugfestigkeit

Wie in Kapitel 3.3 erläutert, muss der zur Berechnung der Zugfestigkeit benötigte statische Druck im engsten Querschnitt der Düse indirekt aus dem statischen Druck an einer geeigneten Messstelle außerhalb des engsten Querschnitts und dem Düsenvolumenstrom ermittelt werden. Die Messstelle muss dabei so gewählt sein, dass einerseits durch die Messbohrung keine Beeinflussung des Kavitationsgeschehens im engsten Querschnitt erfolgt, andererseits aber über den gesamten Messbereich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem direkt gemessenen Druck und dem Druck im engsten Querschnitt besteht.

Zur Festlegung der optimalen Messposition wurde der Düsenbereich des Prototypen der In-situ-Düse in vier unterschiedlichen Abständen zum Düseneintritt mit Druckmessstellen ausgestattet und im Rahmen der experimentellen Erprobung an diesen Positionen jeweils der Verlauf des statischen Drucks über dem Absaugvolumenstrom ermittelt. Die Messstellen befanden sich dabei 25 mm stromab des Düseneintritts am Ende des engsten Querschnitts sowie 38, 48 und 70 mm hinter dem Düseneintritt im Diffusor der Düse. Zur Vermeidung einer Verfälschung des Ergebnisses durch das Auftreten von Kavitation wurde der Volumenstrom dabei nur soweit erhöht, bis an der Messstelle im engsten Querschnitt gerade Dampfdruck vorlag. Die Messergebnisse wurden dann in den sich daran anschließenden Bereich des Volumenstroms, in dem es lediglich aufgrund der Druckmessbohrung im engsten Querschnitt zu Kavitation kam, durch die Ergebnisse der numerischen Strömungssimulation extrapoliert.

Die Messungen der Druckverläufe über dem Düsenvolumenstrom haben gezeigt, dass es durch keine der drei Messbohrungen im Diffusor der Düse zu einer Beeinflussung des Kavitationsgeschehens kommt und in allen drei Fällen eine sehr gute Reproduzierbarkeit gegeben ist. Mit Blick auf den durch die Umrechnung vom Druck an der Messstelle im Diffusor auf den Druck im engsten Querschnitt entstehenden Fehler beim späteren Messbetrieb stellt die Position 48 mm hinter dem Düseneintritt jedoch die beste Variante dar, so dass diese für die Messdüse als Messstelle ausgewählt wurde.

Zur Ermittlung des funktionalen Zusammenhangs zwischen dem Druck an der Messstelle – nachfolgend als p_{48} bzw. als p_{mess} bezeichnet – und dem Druck im engsten Querschnitt (p_{25} bzw. p_{min}), müssen aus den obigen Messungen zunächst die entsprechenden Druckfunktionen $p(Q)$ ermittelt werden. Diese sind in den Gleichungen 3.8 und 3.9 angegeben (vgl. [8]). Durch Bilden der Druckdifferenz und Umstellen der resultierenden Gleichung 3.10, ergibt sich dann die Funktion zur Berechnung des Drucks im engsten Querschnitt (Gleichung 3.11). Die letztlich interessierende Zugfestigkeit bezogen auf den engsten Querschnitt der Düse lässt sich schließlich mit Gleichung 3.13 berechnen. Daraus ist ersichtlich, dass die Zugfestigkeit im Sinne der messtechnisch zu erfassenden Größe eine direkte Funktion des Absaugvolumenstroms ist. Dies hat, wie noch deutlich werden wird, entscheidende Konsequenzen für den Messablauf (siehe Kapitel 3.10.1). Im Zusammenhang mit den Gleichungen 3.8-3.13 ist zu beachten, dass diese nicht dimensionshomogen sind und zu deren Verwendung die Drücke in *bar* und der Volumenstrom in *l/min* eingesetzt werden müssen.

$$p_{48}(Q) = p_{mess}(Q) = -0,011 \cdot Q(t)^2 - 0,0005 \cdot Q(t) + 0,9882 \quad (3.8)$$

$$p_{25}(Q) = p_{min}(Q) = -0,0333 \cdot Q(t)^2 + 0,0044 \cdot Q(t) + 0,9897 \quad (3.9)$$

$$\Delta p(Q) = p_{48}(Q) - p_{25}(Q) = 0,0223 \cdot Q(t)^2 - 0,0049 \cdot Q(t) - 0,0015 \quad (3.10)$$

$$p_{min} = p_{mess} - \Delta p = p_{mess} - 0,0223 \cdot Q(t)^2 + 0,0049 \cdot Q(t) + 0,0015 \quad (3.11)$$

$$\Delta p_{krit} = p_v(T_\infty) - p_{min} = p_v(T_\infty) - (p_{mess} - \Delta p) = p_v(T_\infty) - p_{mess} + \Delta p \quad (3.12)$$

$$\implies \Delta p_{krit} = p_v(T_\infty) - p_{mess} + 0,0223 \cdot Q(t)^2 - 0,0049 \cdot Q(t) - 0,0015 \quad (3.13)$$

3.7. Steuersoftware des In-situ-Messsystems

Die Steuerung der In-situ-Düse erfolgt über eine in *MATLAB* programmierte graphische Benutzeroberfläche, die eine Schnittstelle zu der ebenfalls in *MATLAB* geschriebenen, aus mehreren Unterprogrammen bestehenden Steuersoftware darstellt (vgl. auch [7]). Abbildung 3.11 zeigt eine Bildschirmansicht der graphischen Benutzeroberfläche, in die sämtliche für die Messung und anschließende Auswertung erforderlichen Parameter eingegeben werden. Dabei ist insbesondere die richtige Angabe der jeweiligen Düsenrandbedingungen wichtig, da diese Größen vom Messsystem nicht erfasst werden können, deren korrekte Angabe für die spätere Auswertung der Messungen aber essentiell ist. Diese Werte werden beim Messen zusammen mit den anderen Einstellungen automatisch in einer separaten Parameterdatei gespeichert, die zur eindeutigen Zuordnung zu der entsprechenden Messung zusammen mit den Messdaten stets im selben Dateiordner abgelegt wird.

Durch Betätigung der Schaltfläche *Messen* wird der in Kapitel 3.10.2 beschriebene automatische Messvorgang gestartet. Während der Messung kann durch eine entsprechende graphische Anzeige der Fortschritt des Messvorgangs verfolgt werden. Zur direkten Überprüfung, ob eine Messung erfolgreich war, werden nach Beendigung des Messvorgangs die Zeitverläufe der Messgrößen graphisch dargestellt. Die in Kapitel 3.11 beschriebene Auswertung wird durch Betätigung der Schaltfläche *Auswerten* gestartet, wobei durch Setzen bzw. Entfernen des Häkchens beim Parameter *Autoauswertung* zwischen automatischem und manuellem Auswertemodus ausgewählt werden kann (siehe Kapitel 3.11.1).

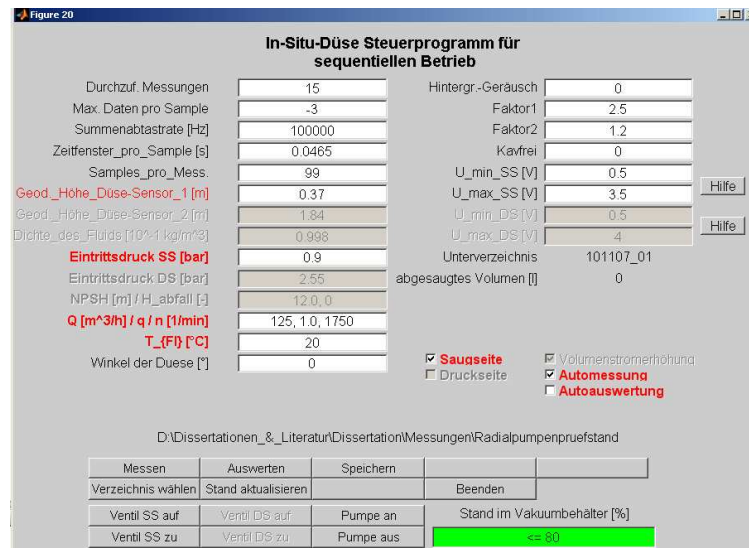


Abbildung 3.11.: Graphische Benutzeroberfläche zur Steuerung der In-situ-Düse

3.8. Verwendung der In-situ-Düse als Keimspektrometer

Die Verwendung der In-situ-Düse als Keimspektrometer basiert auf der grundlegenden Annahme, dass ein detektiertes Kavitationsereignis stets auf das Kavitieren einer einzelnen Blase zurückzuführen ist. Gemäß der in Kapitel 2.1.4 gegebenen Definition muss dabei zwischen Kavitationskeimen und -blasen unterschieden werden. In diesem Zusammenhang werden wegen der akustischen Methode zur Detektion von Ereignissen niemals direkt Keime, sondern immer nur die durch Anlegen einer Zugspannung innerhalb der Düse daraus entstandenen und durch das Erreichen der Zugfestigkeit anschließend kollabierenden Blasen detektiert. Darüber hinaus wird angenommen, dass die in die Düse eintretenden Keime stets kugelförmig sind und aus einem Gemisch aus Wasserdampf und Luft bestehen. Dies ist in Abbildung 3.12 anhand des schematischen Aufbaus eines sich im statischen Gleichgewicht befindenden Kavitationskeims, inklusive der an der im Folgenden als Keim- bzw. Blasenwand bezeichneten Phasengrenze zur umgebenden Flüssigkeit angreifenden Drücke dargestellt. Die entsprechende Druckbilanz ist durch Gleichung 3.14 bzw. 3.15 gegeben.

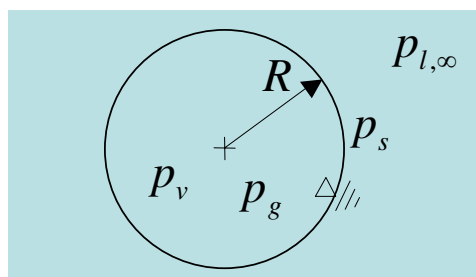


Abbildung 3.12.: Kavitationskeim mit den im Gleichgewicht auf die Keimwand wirkenden Drücken

$$p_{l,\infty} + \underbrace{p_s}_{\frac{2S}{R}} = \underbrace{p_g}_{\frac{m_g R_g T_\infty}{V}} + p_v(T_\infty) \quad (3.14)$$

$$\underbrace{p_{l,\infty}}_{\text{Flüssigkeitsdruck}} + \underbrace{\frac{2S}{R}}_{\text{Oberflächenspannung}} = \underbrace{\frac{3 m_g R_g T_\infty}{4 \pi R^3}}_{\text{Partialdruck der Luft}} + \underbrace{p_v(T_\infty)}_{\text{Dampfdruck}} \quad (3.15)$$

Nach der statischen Gleichgewichtsbeziehung der Gleichung 3.15 steht der sich aus den Partialdrücken des Wasserdampfs und der Luft zusammensetzende Druck im Inneren des Keims mit der Summe aus dem von außen auf die Keimwand wirkenden Flüssigkeitsdruck und der Oberflächenspannung im Gleichgewicht. Durch die Verwendung der idealen Gasgleichung für den Übergang von Gleichung 3.14 zu Gleichung 3.15 wird dabei angenommen, dass sich die Luft im Keim stets wie ein ideales Gas verhält. Die mit Gleichung 3.14 verwendete Gleichgewichtsbeziehung ist eine unmittelbare Folge der grundsätzlichen Annahme eines kugelförmigen Keims, so dass für die weitere Betrachtung in Gleichung 3.15 im Term für den Partialdruck der Luft das Kugelvolumen eingesetzt wurde.

3.8.1. Statische Betrachtung des Keimwachstums

Die statische Betrachtungsweise des Keim- bzw. Blasenwachstums geht von der Annahme aus, dass das statische Gleichgewicht zwischen inneren und äußeren Drücken bis zum Augenblick des Zerfalls der Blase erfüllt ist und somit deren kugelförmige Gestalt bis zum Blasenkollaps aufrechterhalten wird. In diesem Fall dient Gleichung 3.15 als Ausgangspunkt für die Berechnung des Blasenradius, welche jedoch mit dem Radius und der Luftmasse zwei Unbekannte enthält und in dieser Form folglich nicht lösbar ist.

Aus der Definition des Blasenkollapses lässt sich ableiten, dass im Augenblick des Zerfalls der Blase die Änderung des Blasenradius mit dem Flüssigkeitsdruck unendlich groß wird und somit die durch deren Kehrwert gegebene Änderung des Flüssigkeitsdrucks mit dem Radius gegen null geht (Gleichung 3.16). Der Ansatz zur Berechnung des Radius einer solchen auch als *kritisch* bezeichneten Blase ist somit zunächst die Umstellung von Gleichung 3.15 nach dem Flüssigkeitsdruck und anschließendes Ableiten dieses Ausdrucks nach dem Radius (siehe Gleichungen 3.17-3.19). Durch Nullsetzen des resultierenden Ausdrucks gemäß Gleichung 3.16 ergibt sich der als kritisch bezeichnete Radius der Blase in Abhängigkeit der darin eingeschlossenen Luftmasse (Gleichung 3.20), bzw. durch Umstellen der Gleichung, die Luftmasse als Funktion des kritischen Radius (Gleichung 3.21).

$$\frac{dR}{dp_{l,\infty}} = \infty \implies \frac{dp_{l,\infty}}{dR} = 0 \quad (3.16)$$

$$\frac{dp_{l,\infty}}{dR} = \frac{d}{dR} \left(\frac{3 m_g R_g T_\infty}{4 \pi R^3} + p_v(T_\infty) - \frac{2 S}{R} \right) \quad (3.17)$$

$$\frac{dp_{l,\infty}}{dR} = -3 \cdot \frac{3 m_g R_g T_\infty}{4 \pi R^4} + \frac{2 S}{R^2} \quad (3.18)$$

$$\frac{dp_{l,\infty}}{dR} = -\frac{9 m_g R_g T_\infty}{4 \pi R^4} + \frac{2 S}{R^2} \quad (3.19)$$

$$R_{krit} = \sqrt{\frac{9}{8} \cdot \frac{m_g R_g T_\infty}{\pi S}} \quad (3.20)$$

$$\Rightarrow m_g = \frac{8 \pi S R_{krit}^2}{9 R_g T_\infty} \quad (3.21)$$

Zur Bestimmung des kritischen Radius muss die in Gleichung 3.20 immer noch enthaltene unbekannte Luftmasse eliminiert werden. Dies geschieht über mehrere Zwischenschritte letztlich mithilfe der gemessenen Zugfestigkeit, welche, wie in Kapitel 2.1.2 erläutert, auf das Vorhandensein von Kavitationskeimen zurückzuführen ist. Die Grundannahme des Kavitierens einzelner Blasen ist dabei gleichbedeutend mit dem Erreichen der Zugfestigkeit der Flüssigkeit, was im Rahmen der statischen Betrachtungsweise wiederum mit dem Erreichen des kritischen Radius der Blase gleichzusetzen ist. Weiterhin folgt aus der statischen Gleichgewichtsbeziehung, dass der Druck $p_{l,\infty}$, bei dem der kritische Radius erreicht wird, gerade dem *kritischen Druck* der Blase $p_{B,krit}$ entspricht. Da dies auch gleichzeitig der bei Erreichen der Zugfestigkeit vorliegende statische Druck der Flüssigkeit ist, wird er auch als der *kritische Flüssigkeitsdruck* bezeichnet und es gilt der durch Gleichung 3.22 gegebene Zusammenhang. Dies ist auch in Abbildung 3.13 anhand eines die In-situ-Düse durchströmenden Keims bzw. einer in deren engstem Querschnitt kavitierenden Blase dargestellt. Wegen Gleichung 3.1 ist die Gleichsetzung der Zugfestigkeit bzw. des kritischen Flüssigkeitsdrucks mit dem kritischen Druck der Blase gleichbedeutend mit der Annahme, dass Kavitationsereignisse grundsätzlich nur im engsten Querschnitt der Düse auftreten. Die aus dieser Annahme resultierenden Konsequenzen für das Messergebnis werden weiter unten in den Kapiteln 3.9.1.1 bzw. 3.11.2.3 erörtert.

$$\Delta p_{krit} = p_v(T_\infty) - p_{krit,\infty} = p_v(T_\infty) - p_{B,krit} \quad (3.22)$$

Zur Eliminierung der Luftmasse aus Gleichung 3.20 wird nun mit Gleichung 3.23 zunächst die statische Gleichgewichtsbeziehung für die kritische Blase aufgestellt. Durch Auflösen der Gleichung nach dem kritischen Blasendruck und Einsetzen der durch Gleichung 3.21 gegebenen Luftmasse ergibt sich Gleichung 3.25, in der der kritische Druck der Blase nur noch vom kritischen Radius abhängt. Durch Umstellen der Gleichung und Einsetzen der Zugfestigkeit aus Gleichung 3.22, folgt schließlich Gleichung 3.26, mit der der kritische Radius aus der gemessenen Zugfestigkeit berechnet werden kann.

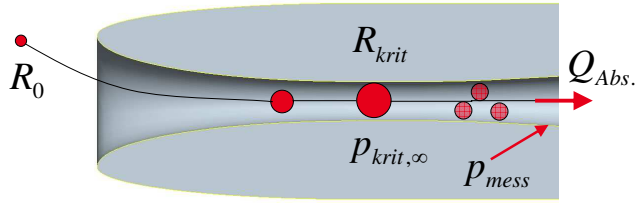


Abbildung 3.13.: Wachstum und Kollaps einer die In-situ-Düse durchströmenden Blase (R_0 = Anfangsradius des Keims \cong Gleichgewichtsradius, R_{krit} = kritischer Blasenradius, $p_{krit,\infty}$ = kritischer Flüssigkeitsdruck, p_{mess} = gemessener Druck)

$$p_{B,krit} + \frac{2 S}{R_{krit}} = \frac{3 m_g R_g T_\infty}{4 \pi R_{krit}^3} + p_v(T_\infty) \quad (3.23)$$

$$p_{B,krit} = -\frac{3 m_g R_g T_\infty}{2 \pi R_{krit}^3} + p_v(T_\infty) \quad (3.24)$$

$$\Rightarrow p_{B,krit} = -\frac{4 S}{3 R_{krit}} + p_v(T_\infty) \quad (3.25)$$

$$R_{krit} = \frac{4}{3} \cdot \frac{S}{\Delta p_{krit}} \quad (3.26)$$

Wie aus den obigen Erläuterungen hervorgeht, ist für die Berechnung des kritischen Blasenradius die Kenntnis der Masse der Luft nicht erforderlich. Für die spätere Bestimmung der Größe der den in der In-situ-Düse kavitierenden Blasen am Düsen Eintritt zugrundeliegenden Keime wird die Luftmasse jedoch benötigt. Der zu deren Berechnung verwendete Zusammenhang zwischen der Masse und der gemessenen Zugfestigkeit in Gleichung 3.27 ergibt sich durch einsetzen des kritischen Radius aus Gleichung 3.26 in Gleichung 3.21.

$$m_g = \frac{64}{81} \cdot \frac{S^3}{(p_{krit,\infty} - p_v(T_\infty))^2} \cdot \frac{2 \pi}{R_g T_\infty} = \frac{64}{81} \cdot \frac{S^3}{\Delta p_{krit}^2} \cdot \frac{2 \pi}{R_g T_\infty} \quad (3.27)$$

3.8.2. Dynamische Betrachtung des Keimwachstums

3.8.2.1. Numerisches Keimmodell

Die dynamische Betrachtung des Keimwachstums erfolgt mit einem numerischen Modell in *MATLAB* Simulink, welches von Brunn im Rahmen seiner Dissertation entwickelt wurde (vgl. [18]). Dem Modell liegt die erweiterte Rayleigh-Plesset-Zwink-Gleichung (3.28) zugrunde, welche die Änderung des Radius einer kugelförmigen Einzelblase bzw. eines Einzelkeims in Abhängigkeit der auf den Keim wirkenden Kräfte beschreibt. Zusätzlich zu den statischen Drücken werden dabei noch die durch die mit

dem Bewegen der massebehafteten Flüssigkeit durch die Keimwand hervorgerufenen Trägheitskräfte sowie die Viskosität der Flüssigkeit berücksichtigt. Dabei wird wie bei der rein statischen Betrachtung ein stets kugelförmiger Keim angenommen. Eine Herleitung von Gleichung 3.28 ist z.B. bei Leighton [63] oder bei Brennen [15] zu finden.

$$\left(1 - \frac{\dot{R}}{a}\right) R \ddot{R} + \frac{3}{2} \dot{R}^2 \left(1 - \frac{\dot{R}}{3a}\right) = \frac{\tilde{\Delta p}}{\rho_\infty} \left(1 + \frac{\dot{R}}{a}\right) + \frac{R}{a \rho_\infty} \left(1 - \frac{\dot{R}}{a}\right) \dot{\Delta p} \quad (3.28)$$

mit: $\tilde{\Delta p} = p_v(T_{Keim}) + p_g - p_s - \Delta p_{Rbg} - p_{l,\infty}$
 $\Delta p_{Rbg} = 4\eta \cdot \frac{\dot{R}}{R} = \text{Wirkung der Flüssigkeitsreibung}$

Es muss hier ausdrücklich darauf hingewiesen werden, dass im Unterschied zur statischen Betrachtung, bei der der Dampfdruck und die Oberflächenspannung Funktionen der als konstant anzusehenden Flüssigkeitstemperatur sind, diese bei der dynamischen Betrachtung von der Temperatur des Keims abhängen. Wie Brunn in [18] gezeigt hat, hat dies im Falle einer Berechnung mit veränderlicher Keimtemperatur (siehe nächster Abschnitt) einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Keimdynamik.

$$p_g = \left(\frac{V_0}{V_g}\right)^{n_p} \cdot p_0 \implies p_g = \left(\frac{R_0}{R}\right)^{3n_p} \cdot p_0 \quad (3.29)$$

Die Änderung des Partialdrucks der Luft im Keim wird allgemein durch die polytrope Zustandsänderung der Gleichung 3.29 beschrieben. Aufgrund eines fehlenden thermodynamischen Modells für die Keimtemperatur wird diese als homogen angenommen, was wiederum bedeutet, dass der Wert des Polytrophenexponenten n_p nicht bekannt ist. Durch eine entsprechende Voreinstellung kann bei der Simulation jedoch zwischen einer isothermen ($n_p = 1,0$) und einer adiabaten ($n_p = 1,4$) Zustandsänderung unterschieden werden. Diese beiden Zustandsänderungen stellen in Bezug auf den Wärmetransport zwischen dem Keim und der umgebenden Flüssigkeit bzw. für die sich daraus ergebende Keimtemperatur Grenzfälle dar. Bei isothermer Zustandsänderung ist die Keimtemperatur konstant, was gleichbedeutend mit einem unendlich schnellen Wärmeaustausch zwischen Keim und Flüssigkeit ist. Im Unterschied dazu bedeutet eine adiabate Zustandsänderung der Luft, dass zwischen Keim und Flüssigkeit keinerlei Wärmeaustausch stattfindet und die Keimtemperatur folglich variabel ist und sich aus Gleichung 3.30 ergibt.

$$T_{Keim} = \left(\frac{V_0}{V_g}\right)^{n_p} \cdot T_0 \implies T_{Keim} = \left(\frac{R_0}{R}\right)^{3n_p-3} \cdot T_0 \quad (3.30)$$

Eine Reihe von theoretischen Untersuchungen zur Keim- bzw. Blasendynamik zeigen, dass aufgrund der geringen Volumina die Keimtemperatur stets als konstant angenommen werden kann,

solange die Blase nicht kavitiert (vgl. z.B. [51], [68], [67]). Erst in der Phase des Blasenkolapses kann die Wärme aufgrund des unzureichenden Wärmeübergangs nicht mehr schnell genug aus der Blase abgeführt werden, so dass sich die Zustandsänderung der Luft in der Blase dem adiabaten Grenzfall nähert und die Keimtemperatur sehr stark ansteigt.

3.8.2.2. Dynamisches Keimwachstum in der In-situ-Düse

Ziel der Untersuchungen mit dem dynamischen Keimmodell war die Bewertung der Relevanz von dynamischen Effekten und von Diffusion (siehe Kapitel 3.8.2.3) für einen mit der Strömung durch die In-situ-Düse abgesaugten Keim (Blase). Der Verwendung des Keimmodells zur Berechnung der Größe von Keimen bzw. Blasen in einer Strömung liegt die im Zusammenhang mit CSMs üblicherweise getroffene Annahme zugrunde, dass die Blasen der Flüssigkeitsströmung schlupffrei folgen (vgl. z.B. [28], [21], [80]). Angesichts der geringen Größe und der Kugelform der Blasen sind die auf diese wirkenden Auftriebs- und Widerstandskräfte sehr klein, so dass die Schlupffreiheit eine realistische Annahme darstellt. Unter dieser Voraussetzung ist der für die Änderung der Keimgröße maßgebliche Druck stets durch den Druck der den Keim umgebenden Flüssigkeit gegeben. In Abbildung 3.14 links ist diese Annahme durch einen sich entlang einer Stromlinie durch die Düse bewegendem Keim angedeutet und im rechten Teil der Abbildung ist der Druck-Zeit-Verlauf entlang einer solchen für die Simulation mit dem Keimmodell benötigten Bahnlinie gezeigt. Zur Verwendung von für den späteren Messbetrieb repräsentativen Druckverläufen wurden diese für verschiedene typische Absaugvolumenströme aus den Ergebnissen der im Rahmen der Ermittlung der optimalen Düsengeometrie durchgeführten numerischen Strömungssimulationen generiert.

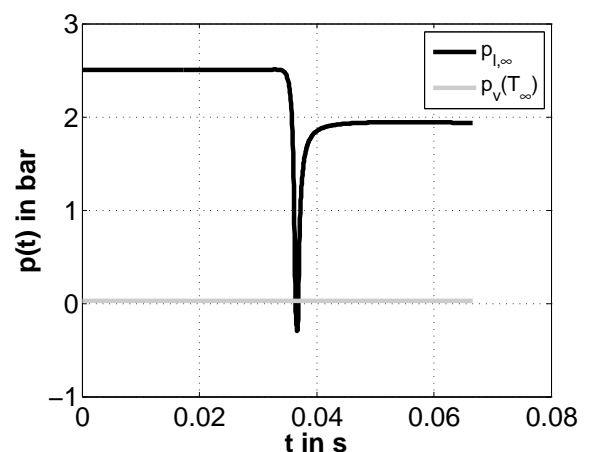
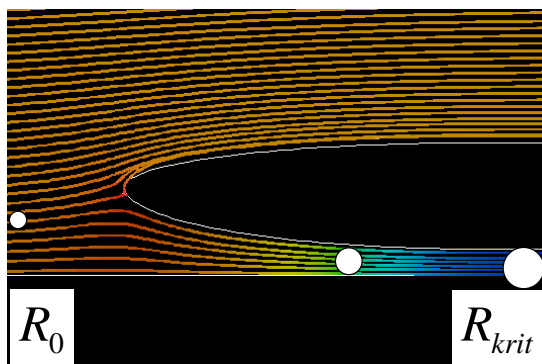


Abbildung 3.14.: links: Stromlinienverlauf in der In-situ-Düse
rechts: Zeitlicher Druckverlauf entlang einer Bahnlinie durch die In-situ-Düse

Die Simulationen zur Untersuchung der Keimdynamik wurden unter Variation der Düsenrandbedingungen und der Anfangskeimgröße durchgeführt. In Abbildung 3.15 links ist hierzu exemplarisch der simulierte, auf den Anfangsradius bezogene Radius-Zeit-Verlauf im Vergleich zu dem sich aus der

statischen Betrachtung ergebenden Verlauf dargestellt. Der Anfangsradius (Gleichgewichtsradius) beträgt $6,98 \mu\text{m}$ und der mithilfe der statischen Betrachtung berechnete kritische Radius der Blase ist $R_{krit} \approx 46 \mu\text{m}$. Der Simulation liegt ein dem Verlauf aus Abbildung 3.14 qualitativ gleichender Druck-Zeit-Verlauf mit einem Minimaldruck von 2,1 mbar zugrunde. Bei dem bei einer Wassertemperatur von 20°C vorliegenden Wert des Dampfdrucks von 23 mbar entspricht dies einer Zugspannung von ca. 21 mbar.

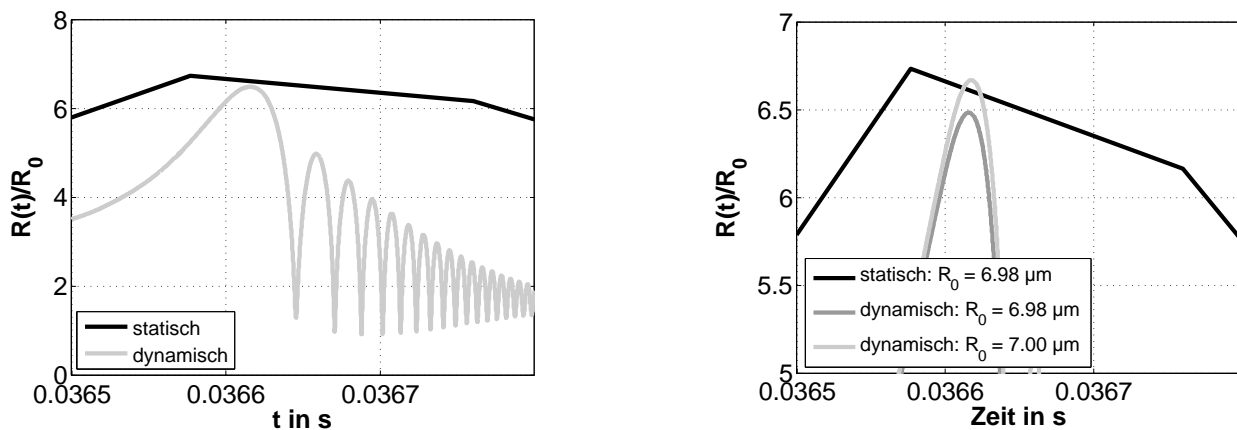


Abbildung 3.15.: Einfluss von dynamischen Effekten auf das Keimwachstum

Wie aus Abbildung 3.15 links ersichtlich ist, stimmt der auf Basis der statischen Betrachtung berechnete kritische Radius sehr gut mit dem Maximalradius aus der dynamischen Rechnung überein. Der entscheidende Unterschied liegt hier in den für kugelförmige Keime (Blasen) charakteristischen Eigenschwingungen beim Wiederanstieg des Flüssigkeitsdrucks, welche wegen der Vernachlässigung von Trägheitseffekten bei der statischen Betrachtung natürlich nur im dynamischen Fall zu sehen sind.

Abbildung 3.15 rechts zeigt einen Vergleich zwischen statischer und dynamischer Betrachtung, einmal mit dem aus der statischen Rechnung übernommenen und einmal mit einem um ca. 0,3% größeren Anfangsradius. Trotz der nur sehr geringen Vergrößerung des Anfangsradius liegt der statisch berechnete Verlauf zwischen den beiden dynamisch berechneten, was für die hohe Genauigkeit der statischen Rechnung spricht. In diesem Zusammenhang muss betont werden, dass der Blasenkollass im numerischen Keimmodell nicht abgebildet ist. Das bedeutet, dass sich die Blase bei Vorgabe eines Druckverlaufs ähnlich dem in Abbildung 3.14 rechts gezeigten auch bei Erreichen ihres kritischen Radius anschließend stets wieder stabilisieren wird, da der Flüssigkeitsdruck nach Erreichen des Minimums sofort wieder ansteigt.

3.8.2.3. Einfluss von Diffusion

Abgesehen von dem für das Wachstum eines Keims bzw. einer Blase maßgeblichen Flüssigkeitsdruck wird dessen Verhalten wie in Kapitel 2.1.4 bereits erwähnt auch von seiner Zusammensetzung beeinflusst (vgl. z.B. [23], [68], [58]). Aufgrund der Tatsache, dass in einer Flüssigkeit praktisch immer nicht kondensierbare Gase gelöst sind und die Keimwand die für den Stoff- und Wärmeaustausch mit der umgebenden Flüssigkeit erforderliche Oberfläche bietet, wird auch in den Keimen immer ein gewisser Anteil dieser Gase vorhanden sein. Entsprechend den Ausführungen in Kapitel 2.1.3 hat neben den im letzten Abschnitt diskutierten dynamischen Effekten somit prinzipiell auch die Diffusion von Luft zwischen Keim und Wasser Einfluss auf das Keimwachstum. So haben beispielsweise Matsumoto und Shirakura in [69] gezeigt, dass im Falle des Kavitierens einer Blase durch die während des Blasenwachstums diffundierte Gasmenge nicht nur die letzte Phase des Blasenkollapses, sondern auch Anzahl und Größe der durch den Zerfall neu entstandenen Keime beeinflusst werden. Kavitiert die Blase hingegen nicht, spielt Diffusion nur eine geringe Rolle und kann vernachlässigt werden. Um eine angemessene Bewertung der Relevanz von Diffusion speziell für das Keimwachstum innerhalb der In-situ-Düse abgeben zu können, muss neben der Keimdynamik folglich auch der diffusive Stofftransport über die Keimwand näher untersucht werden.

Zur Berücksichtigung von Diffusionsvorgängen innerhalb des numerischen Keimmodells wurde von Brunn ein optional zuschaltbares Diffusionsmodell entwickelt, mit dem der Diffusionsmassenstrom der als ideales Gas behandelten Luft zwischen dem Keim und der umgebenden Flüssigkeit berechnet wird. Den Ausgangspunkt hierzu bildet das 2. Fick'sche Gesetz (Gleichung 3.31), aus dem zunächst das zeitlich veränderliche eindimensionale Konzentrationsfeld $\alpha(x, t)$ der in der Flüssigkeit gelösten Luft zwischen der Keimwand ($x = 0$) und einem festen Punkt ($x = x_\infty$) in der umgebenden Flüssigkeit bestimmt wird. Mithilfe des 1. Fick'schen Gesetzes (Gleichung 3.32) kann dann anschließend der Luftmassenstrom $\partial m / \partial t$ berechnet werden ([1]).

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t} = D \cdot \frac{\partial^2 \alpha}{\partial x^2} \quad (3.31)$$

$$\frac{\partial m}{\partial t} = -D \cdot A_D \cdot \frac{\partial \alpha}{\partial x} \quad (3.32)$$

mit:

α	=	Konzentration in $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
$\frac{\partial \alpha}{\partial t}$	=	zeitliche Konzentrationsänderung in $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3 \text{s}}$
$\frac{\partial \alpha}{\partial x}$	=	eindimensionaler Konzentrationsgradient in $\frac{\text{kg}}{\text{m}^4}$
$\frac{\partial^2 \alpha}{\partial x^2}$	=	lokale Änderung des Konzentrationsgradienten in $\frac{\text{kg}}{\text{m}^5}$
$\frac{\partial m}{\partial t}$	=	Massenstrom in $\frac{\text{kg}}{\text{s}}$
D	=	Diffusionskoeffizient in $\frac{\text{m}^2}{\text{s}}$
A_D	=	Diffusionsfläche in m^2

Die Rand- und Anfangsbedingungen sind dabei durch die zeitlich veränderliche Sättigungskonzentration an der Keimwand, eine konstante Konzentration am Punkt $x = x_\infty$ in der den Keim umgebenden

Flüssigkeit sowie das zum Zeitpunkt $t = 0$ als ausgeglichen angenommene Konzentrationsfeld in der Umgebung des Keims gegeben.

Rand- und Anfangsbedingungen

- $x = 0; \quad t \geq 0: \quad \alpha(0, t) = \alpha_s(t) = \frac{p_g(t)}{H(T_\infty)} \cdot \rho_N$
- $x = \infty; \quad t \geq 0: \quad \alpha(x_\infty, t) = \alpha_0$
- $t = 0; \quad 0 \leq x \leq \infty: \quad \alpha(x, 0) = \alpha_0$

Zur Ermittlung der Konzentrationsverteilung $\alpha(x, t)$ aus der Diffusionsgleichung 3.31 muss diese partielle Differentialgleichung zunächst in ein analytisch lösbares Problem aus gewöhnlichen Differentialgleichungen umgewandelt werden. Dies geschieht mithilfe eines so genannten Separationsansatzes (Gleichungen 3.33–3.36, vgl. z.B. [91], [30] oder [17]), mit dem die partielle Differentialgleichung durch Verwendung der beiden Funktionen $X(x)$ und $T(t)$ in die beiden, jeweils nur noch von t bzw. x abhängigen linearen Differentialgleichungen 3.37 und 3.38 überführt wird.

$$\alpha(x, t) = X(x) T(t) \quad (3.33)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t} = X(x) T'(t) \quad (3.34)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial x} = X'(x) T(t) \implies \frac{\partial^2 \alpha}{\partial x^2} = X''(x) T(t) \quad (3.35)$$

$$\frac{T'(t)}{D T(t)} = \frac{X''(x)}{X(x)} = -k = \text{konstant} \quad (3.36)$$

$$T'(t) + k D T(t) = 0 \quad (3.37)$$

$$X''(x) + k X(x) = 0 \quad (3.38)$$

Die Lösung der beiden Gleichungen kann dann beispielsweise mithilfe eines Fourierreihenansatzes und anschließender Bestimmung der Fourierkoeffizienten aus den Randbedingungen erfolgen (vgl. z.B. [91]). Wegen der inhomogenen Randbedingung an der Keimwand $\alpha(0, t) = \alpha_s(t)$ muss das Problem dabei zuvor jedoch noch durch Homogenisierung auf ein Problem mit homogenen Randbedingungen zurückgeführt werden (vgl. [17], [92]). Durch Ableiten der so erhaltenen Lösung für das eindimensionale Konzentrationsfeld $\alpha(x, t)$ nach dem Ort kann dann der Konzentrationsgradient $\partial \alpha / \partial x$ ermittelt und durch Einsetzen in das 1. Fick'sche Gesetz der Massenstrom der diffundierenden Luft berechnet werden.

Abbildung 3.16 zeigt einen Vergleich des Keimwachstums zwischen der statischen und der dynamischen Betrachtung einmal ohne und einmal mit der Berücksichtigung von Diffusion. Diesem Vergleich liegt derselbe Druckverlauf wie in Abbildung 3.15 zugrunde und der Radius des sich beim Start

der jeweiligen Simulation im Gleichgewicht befindenden Keims beträgt ebenfalls $6,98 \mu\text{m}$. Bei der dynamischen Betrachtung unter Berücksichtigung von Diffusion muss hierzu zusätzlich zum Kräftegleichgewicht auch die Stoffmengenbilanz erfüllt sein. Dies wird erreicht, indem der Sättigungsdruck der Flüssigkeit für die Simulation auf den Anfangswert des vorgegebenen Flüssigkeitsdrucks gesetzt wird.

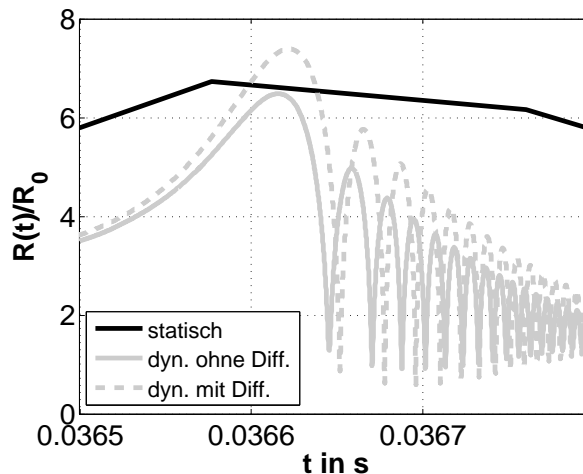


Abbildung 3.16.: Einfluss von Diffusion auf das Keimwachstum

Aus der Gegenüberstellung in Abbildung 3.16 geht hervor, dass im Falle der Berücksichtigung von Diffusion der kritische Blasenradius größer ist als bei der rein dynamischen Betrachtung. Darüber hinaus werden in der Phase der Eigenschwingung der Blase mit Diffusion kleinere Radienminima erreicht als ohne. Dies liegt an der zusätzlichen Berücksichtigung des Luftmassenstroms über die Keimwand, der in der Expansionsphase zusätzliche Masse in den Keim hinein und in der Kompressionsphase aus ihm heraus transportiert.

Wie aus Abbildung 3.10 in Kapitel 3.5.1 hervorgeht, liegt in der In-situ-Düse in allen für den Messbetrieb relevanten Betriebspunkten eine turbulente Strömung vor. Durch die mit Turbulenz einhergehende Erhöhung der Geschwindigkeitskomponenten senkrecht zur Hauptströmungsrichtung findet in einer turbulenten Strömung im Vergleich zu einer laminaren oder gar zu einer ruhenden Flüssigkeit ein besserer Wärmetransport in der Flüssigkeit statt. Analog dazu wird in Bereichen erhöhter Turbulenz auch der diffusive Stofftransport angeregt (vgl. z.B. [93], [70]). Durch die Verwendung des molekularen Diffusionskoeffizienten im numerischen Keimmodell ist demnach davon auszugehen, dass der Diffusionsmassenstrom und somit auch der Einfluss von Diffusion auf das Keimwachstum unterschätzt werden.

Gleichung 3.39 liefert einen Ansatz zur Abschätzung der Diskrepanz zwischen der rein molekularen und der durch Turbulenz angeregten Diffusion ([77]). Dabei wird mithilfe der turbulenten Schwankungsgeschwindigkeit u' bzw. der Schubspannungsgeschwindigkeit u_* ein turbulenter Diffusionskoeffizient (*Dispersionskoeffizient*) berechnet. Bei Verwendung des in Kapitel 3.5.1 ermittelten, zur Unterschreitung des Dampfdrucks im Referenzeintrittszustand erforderlichen Volumenstroms von

ca. 6 l/min ergibt sich zwischen Düsen Eintritt und engstem Querschnitt eine mittlere Strömungsgeschwindigkeit von 7,7 m/s. Der sich mit einem typischen Keimdurchmesser von 10 µm daraus für den turbulenten Diffusionskoeffizienten ergebende Wert von etwa $10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$ ist somit um etwa vier Größenordnungen größer, als der im Keimmodell verwendete molekulare Diffusionskoeffizient.

$$D_{turb} = 5 d_0 u_* \quad (3.39)$$

$$D_{turb} = 5 d_0 \cdot \sqrt{\frac{\lambda}{8}} \cdot \bar{u} \quad (3.40)$$

$$D_{turb} = 5 \cdot 10^{-5} \text{ m} \cdot \sqrt{\frac{10^{-2}}{8}} \cdot 7,7 \frac{\text{m}}{\text{s}} \quad (3.41)$$

$$D_{turb} = 1,36 \cdot 10^{-5} \frac{\text{m}^2}{\text{s}} \quad (3.42)$$

Durch Verwendung des turbulenten Diffusionskoeffizienten anstelle des molekularen wird der mit dem 1. Fick'schen Gesetz aus Gleichung 3.32 berechnete Diffusionsmassenstrom skaliert. Mit dem Ansatz aus Gleichung 3.39 wird dabei davon ausgegangen, dass die für den verbesserten Stofftransport letztlich verantwortliche Erhöhung der Geschwindigkeitskomponenten senkrecht zur Hauptströmungsrichtung lediglich dazu führt, dass die mit Luft gesättigten Flüssigkeitsteilchen in der unmittelbaren Umgebung des Keims schneller abgeführt und durch untersättigte Teilchen ersetzt werden. Im zeitlichen Mittel muss jedoch davon ausgegangen werden, dass der umgekehrte Austausch von untersättigten Flüssigkeitsteilchen durch gesättigte gleichermaßen verstärkt wird. Es wird daher vermutet, dass der in Gleichung 3.42 berechnete Dispersionskoeffizient zu groß ist und die aus der Turbulenz resultierende Nettoerhöhung des Diffusionsmassenstroms im Vergleich zum Fall rein molekularer Diffusion in Wahrheit geringer ausfällt.

Neben der Skalierung des Diffusionskoeffizienten gibt es noch andere Ansätze zur Berücksichtigung von durch Turbulenz angeregter Diffusion. Bei dem von Parkin und Ravindra verwendeten Modell beispielsweise wird davon ausgegangen, dass sich der Gasmassenstrom zwischen dem Keim und der umgebenden Flüssigkeit aus einem diffusiven und einem konvektiven Anteil zusammensetzt, wobei mit letzterem dem durch Turbulenz hervorgerufenen Anteil Rechnung getragen wird (vgl. [76]). Mit dem gleichen Ansatz konnten Baur et al. anhand eines Vergleichs mit optischen Untersuchungen zum Keimwachstum zeigen, dass durch die Verwendung des konvektiven Anteils zur Berücksichtigung von turbulenter Diffusion der Keimradius in der Wachstumsphase sehr genau berechnet werden kann (vgl. [6]).

Andererseits haben Milton und Arakeri in [70] gezeigt, dass die durch Turbulenz angeregten Diffusionsvorgänge nur dann einen nennenswerten Einfluss auf das Keim- bzw. Blasenwachstum haben, wenn die Verweilzeit der Keime in der turbulenten Zone groß ist. Zur Bewertung der Verweilzeit muss diese ins Verhältnis mit der durch Gleichung 3.43 gegebenen Diffusionszeit gesetzt werden. Mit der Diffusionszeit wird in diesem Fall für einen Keim einer bestimmten Größe die für Diffusionsvorgänge

über die Keimwand benötigte Zeit angegeben und sie liefert somit eine Abschätzung für den zeitlichen Grenzwert, bei dessen Überschreitung Diffusion berücksichtigt werden muss.

$$t_D = \frac{d_0^2}{D} \quad (3.43)$$

$$t_{D_{mol}} = \frac{d_0^2}{D_{mol}} \quad (3.44)$$

$$t_{D_{turb}} = \frac{d_0^2}{D_{turb}} \quad (3.45)$$

Für den auch schon zur Abschätzung des turbulenten Diffusionskoeffizienten verwendeten typischen Keim mit einem Gleichgewichtsdurchmesser von 10 μm ergibt sich für den Fall rein molekularer Diffusion eine Diffusionszeit von 50 ms. Die Verweilzeit eines Keims zwischen dem Düseneintritt und dem Ende des engsten Querschnitts liegt bei etwa 4 ms (siehe Kapitel 3.9.2.1). Unter der Annahme, dass über die Keimwand ein rein molekularer Stofftransport stattfindet, ist die Verweilzeit um eine Größenordnung kleiner als die Diffusionszeit und Diffusionsvorgänge können folglich vernachlässigt werden. Im Fall von turbulenter Diffusion läge die Diffusionszeit bei Verwendung des Diffusionskoeffizienten aus Gleichung 3.42, ungeachtet der oben geäußerten Bedenken hinsichtlich der Plausibilität des konkreten Wertes, jedoch nur noch bei 7,4 μs und Diffusion müsste somit zwangsläufig berücksichtigt werden.

Die im Rahmen dieser Arbeit unternommenen Versuche zur Skalierung des im Keimmodell von Brunn implementierten Diffusionskoeffizienten auf den mit dem Ansatz aus Gleichung 3.39 abgeschätzten Wert haben zu starken numerischen Instabilitäten des Modells geführt. Auch bei geringeren Erhöhungen des Diffusionskoeffizienten kam es aus Divergenzgründen stets zum Abbruch der Simulation. Infolgedessen konnte für sämtliche mit einem erhöhten Diffusionskoeffizienten gestarteten Rechnungen keine Lösung erzielt werden, so dass der Einfluss von Turbulenz auf das Keimwachstum in der In-situ-Düse nicht weiter untersucht werden konnte.

3.8.3. Ermittlung der Blasen-/Keimradien

Aus den Untersuchungen zum Einfluss von Dynamik und Diffusion auf das Keim- bzw. Blasenwachstum mit dem numerischen Keimmodell von Brunn bzw. aus dem Vergleich mit der statischen Betrachtung des Keimwachstums geht hervor, dass sich die jeweils berechneten kritischen Blasenradien nur sehr wenig voneinander unterscheiden. Unter der Annahme von molekularer Diffusion können folglich für einen der Strömung in der In-situ-Düse schlupffrei folgenden Keim bzw. eine in deren engstem Querschnitt kavitierende Blase dynamische und diffusive Effekte vernachlässigt werden. Zwar konnte der Einfluss von Turbulenz auf das Keimwachstum in der Düse nicht näher untersucht werden, aufgrund der Tatsache jedoch, dass es sich dabei um einen systematischen Fehler handelt, mit dem sämtliche durch den Messvorgang ermittelten Keimradien in gleichem Maße behaftet sind, ist die

Vergleichbarkeit unterschiedlicher Messungen dennoch gegeben. Die Ermittlung der kritischen Radien der in der Düse kavitierenden Blasen bzw. der letztlich interessierenden Gleichgewichtsradien der diesen zugrundeliegenden Keime kann daher für sämtliche In-situ-Düsen-Messungen nach der in Kapitel 3.8.1 erläuterten Vorgehensweise erfolgen.

3.9. Detektion von Einzelereignissen in der In-situ-Düse

Die Grundvoraussetzung für die Detektion eines Kavitationsereignisses ist das Kavitieren einer durch Erhöhung der Zugspannung zwischen Düseneintritt und engstem Querschnitt aus einem Keim entstandenen Blase. Dies ergibt sich aus der Verwendung eines akustischen Sensors zur Kavitationsdetektion, welcher auf die von einer kollabierenden Blase ausgesendete Schallwelle reagiert (vgl. z.B. [48], [24], [21]). Frequenz und Amplitude der Schallwelle hängen dabei von der Größe und der Zusammensetzung der Blase ab. Mit abnehmender Blasengröße nimmt die Frequenz zu und liegt typischerweise in einem Bereich zwischen einigen hundert kHz und mehreren MHz (vgl. z.B. [72], [21]). Die Schallintensität wird vor allem durch den Anteil an nicht kondensierbaren Gasen in der Blase bestimmt, aufgrund deren dämpfender Wirkung beim Zerfall der Blase Dampfkavitationsereignisse in der Regel leichter zu detektieren sind als Pseudokavitationsereignisse.

Damit eine kugelförmige Blase bei der Durchströmung der In-situ-Düse kavitiert, muss der statische Flüssigkeitsdruck mindestens bis auf den kritischen Druck der Blase abgesenkt werden (siehe Kapitel 3.8.1). Wie beispielsweise Liu in [65] gezeigt hat, ist dabei jedoch nicht nur das Erreichen des kritischen Drucks entscheidend, sondern letztlich wie lange die Blase diesem Druck ausgesetzt ist (vgl. auch [74], [80]). Gemäß den Ausführungen von Stoffel und Striedinger in [89] ist die hierzu mindestens erforderliche Zeit Δt_{min} , welche, als die für das Auslösen von Kavitation maßgebliche Zeit auch als *Kavitationsinduktionszeit* bezeichnet werden kann, proportional zu dem durch Gleichung 3.46 gegebenen Maximalradius der Blase und umgekehrt proportional zur Quadratwurzel aus der maximalen Dampfdruckunterschreitung und somit der Zugfestigkeit (Gleichung 3.47).

$$R_{max} \approx \sqrt{\frac{2}{3} \cdot \frac{p_v(T_\infty) - p_{min}}{\rho}} \Delta t \quad (3.46)$$

$$\Delta t_{min} \sim \frac{R_{max}}{\sqrt{p_v(T_\infty) - p_{min}}} = \frac{R_{max}}{\sqrt{\Delta p_{krit}}} \quad (3.47)$$

Die notwendige Aufrechterhaltung des kritischen Blasendrucks für den Zeitraum Δt_{min} ist der eigentliche Grund für die bei der Konstruktion der Düse gestellte Anforderung eines möglichst lang ausgehenden engsten Querschnitts. Zwar diente dies, wie in Kapitel 3.2 erläutert, zum damaligen Zeitpunkt ausschließlich der Erfüllung des gewünschten Zugfestigkeitsmessbereichs, wegen des direkten Zu-

sammenhangs zwischen Zugfestigkeit und Keimradius hängen jedoch folglich auch die Messbereiche dieser beiden Größen unmittelbar miteinander zusammen.

Aus der zur Erfassung von Ereignissen notwendigen Voraussetzung des Kavitierens von Blasen folgt, dass grundsätzlich nur instabile Blasen erfasst werden, während stabil bleibende Keime die Düse wieder verlassen ohne detektiert zu werden. Eine mit der In-situ-Düse ermittelte Keimkonzentration gibt folglich immer nur die Konzentration der Keime an, deren Gleichgewichtsradius groß genug ist, um bei der in der Düse aufgeprägten Zugspannung Einzelblasenkavitation zu induzieren. Dies ist ein wichtiger Unterschied zu Suszeptibilitätsmessgeräten bei denen das Auftreten von Kavitation auf optischem Wege ermittelt wird. Wegen des Fehlens einer eindeutigen Definition für den Kavitationsbeginn (siehe Kapitel 2.1.1.1) kann dabei nicht zwischen stabilen Keimen und instabilen Blasen unterschieden werden und es werden somit auch stets Keime erfasst, die im Hinblick auf Kavitation irrelevant sind (vgl. [43], [31], [32], [33]) .

Zur Erfassung der Messgrößen muss lediglich der Kavitationsbeginn in der In-situ-Düse ermittelt werden, während Untersuchungen von fortgeschrittener Kavitation oder der Kavitationsaggressivität nicht erforderlich sind. Daraus folgt, dass die Notwendigkeit einer quantitativen Bewertung der Kavitationsstärke entfällt und die Detektion von Einzelereignissen anhand einer rein qualitativen Auswertung des akustischen Signals erfolgen kann. Dadurch wird der Aufwand für den Messvorgang bzw. die anschließende Auswertung erheblich vereinfacht, da das Körperschallsignal wegen der nicht benötigten Frequenzinformation der Kavitationsereignisse mit einer deutlich geringeren Abtastrate aufgezeichnet werden kann und für die erfolgreiche Detektion von Ereignissen darüber hinaus lediglich die Überschreitung des Hintergrundrauschens erforderlich ist. Da jedoch selbst bei völliger Kavitationsfreiheit aufgrund der vorherrschenden Strömung sowie durch Störeinflüsse von außen stets Hintergrundgeräusche vorhanden sind, muss das Körperschallsignal im Rahmen der Auswertung entsprechend aufbereitet werden (siehe Kapitel 3.11.1.2).

3.9.1. Unschärfe in der Detektion

Aus der Verwendung eines akustischen Sensors zur Kavitationsdetektion folgt, dass der genaue Ort der Kavitation nicht ermittelt werden kann. Dies ergibt sich aus dem Messprinzip des Sensors, welches auf der Weiterleitung des von der Kavitation verursachten Schalls durch die Flüssigkeit in der Düse sowie durch die angrenzende metallische Düsenwand basiert. In Analogie zu einer optischen Unschärfe, welche dadurch gekennzeichnet ist, dass die Grenzen eines betrachteten Objektes nicht klar erkennbar sind, wird die fehlende Kenntnis des genauen Ortes der Kavitation nachfolgend als *akustische* bzw. *räumliche Unschärfe* bezeichnet. Neben der räumlichen Unschärfe geht mit dem Messprinzip jedoch auch eine zeitliche Unschärfe einher, die sich aus der in Kapitel 3.8.1 beschriebenen Kopplung der Zugfestigkeit mit dem kritischen Blasenradius bzw. aus der damit verbundenen Gleichsetzung des Erreichens des kritischen Radius mit dem Blasenkollaps ergibt. Die Summe aus räumlicher und zeitlicher Unschärfe wird der Einfachheit halber im Folgenden als Unschärfe bezeichnet.

3.9.1.1. Räumliche Unschärfe

Eine der in Kapitel 3.2 zusammengefassten Vorgaben an die Konstruktion der Düse war die Stabilisierung des Druckminimums im engsten Querschnitt, mit dem Ziel der Beschränkung des Auftretens von Kavitation auf diesen Bereich. Zwar bezog sich dies wie in Kapitel 3.2 erläutert zum Zeitpunkt der Konstruktion der Düse ausschließlich auf die Messgröße Zugfestigkeit, durch die Erweiterung des Messsystems zum Keimspektrometer wurde die Wichtigkeit der Erfüllung dieser Anforderung wegen der damit zusammenhängenden räumlichen Unschärfe jedoch im Nachhinein sogar noch erhöht.

Die experimentelle Erprobung des Prototypen der Düse hat gezeigt, dass Kavitation ausschließlich im engsten Querschnitt aufgetreten ist. Aufgrund der getroffenen Maßnahmen bei der Fertigung der Messdüse kann zwar davon ausgegangen werden, dass sich auch dort der für das Auftreten von Kavitation relevante Bereich auf den engsten Querschnitt beschränkt, wie im Folgenden erläutert wird bleibt die Eigenschaft der räumlichen Unschärfe aber dennoch bestehen.

Aus Gleichung 3.13 geht hervor, dass die Messgröße Zugfestigkeit eine Funktion des Absaugvolumenstroms ist. In Verbindung mit der zur Bestimmung der Zugfestigkeit in CSMs gültigen Gleichung 3.1 ist dies gleichbedeutend mit der Aussage, dass der im engsten Querschnitt vorliegende Minimaldruck eine Funktion des Düsenvolumenstroms ist. Daraus folgt wiederum, dass der Düsenquerschnitt $A_{p=p_v}$, in dem der dort vorherrschende statische Druck gerade dem Dampfdruck entspricht, ebenfalls vom Düsenvolumenstrom abhängt. So wandert der entsprechende Punkt auf der Düsenachse mit einer Erhöhung des Düsenvolumenstroms stromauf in Richtung Düsen Eintritt. Für den simulierten Absaugvorgang im Referenzeintrittszustand aus Abbildung 3.9 bedeutet dies beispielsweise, dass dieser Punkt, der bei dem zur Erreichung des Dampfdrucks mindestens erforderlichen Volumenstrom von 5,99 l/min gerade mit dem bei $x = 20$ mm beginnenden engsten Querschnitt zusammenfällt, sich bei Erreichen des Maximalvolumenstroms von 9,09 l/min stromauf bis zu der Position $x = 11,3$ mm hinter dem Düsen Eintritt verschiebt. Hierzu muss erwähnt werden, dass bei Vorliegen von Standarddüsenrandbedingungen während eines realen Absaugvorgangs bei einem solch hohen Düsenvolumenstrom längst Vollkavitation vorliegen würde und der eigentliche Messvorgang somit bereits beendet wäre. Die Verwendung des Maximalvolumenstroms dient hier lediglich der Verdeutlichung des Effektes der Verschiebung des Punktes $x_{p=p_v}$ mit steigendem Volumenstrom.

Unter der Annahme, dass sämtliche in der Düse stattfindenden Kavitationsereignisse Dampfkavitationsereignisse sind, kann das Messvolumen, innerhalb dessen Ereignisse detektiert werden können, mithilfe von Gleichung 3.48 berechnet werden. Aus der Verschiebung des Ortes der Dampfdruckunterschreitung folgt dann, dass dieses Messvolumen bei einer Erhöhung des Absaugvolumenstroms mit der Messzeit zunimmt. Dies ist in Abbildung 3.17 schematisch anhand des Verlaufs der Düseninnenkontur zwischen dem Düsen Eintritt und dem Ende des engsten Querschnitts dargestellt. Die schwarze Fläche unterhalb der Funktion $r(x)$ zeigt dabei den Längsschnitt durch das sich durch Rotation um die Düsenachse ($r(x) = 0$) um 360° bei dem jeweiligen Volumenstrom ergebende Messvolumen. Das minimale Messvolumen entspricht demnach dem Volumen des engsten Querschnitts ($V_{mess} = V_{eng} \approx 0,035$ ml) und liegt bei Vernachlässigung der Konfusorverluste bei einem Volumenstrom von 5,99 l/min vor. Bei dem im betrachteten Fall maximalen Absaugvolumenstrom von

9,09 l/min vergrößert sich das Messvolumen auf 0,1 ml und beträgt somit etwa das Dreifache des minimalen Messvolumens.

$$V_{mess} = \pi \int_{x_p=p_v}^{x=25mm} r^2(x) dx \quad (3.48)$$

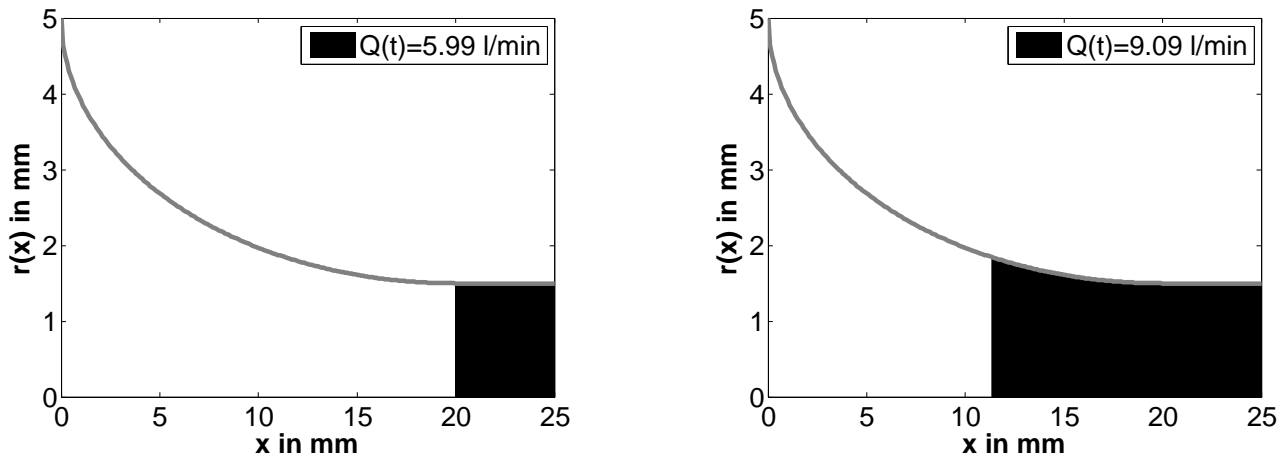


Abbildung 3.17.: Abhängigkeit des Messvolumens vom Absaugvolumenstrom unter der Voraussetzung, dass nur Dampfkavitationsereignisse erfasst werden

Die der Definition des Messvolumens aus Gleichung 3.48 zugrundeliegende Annahme, dass sämtliche in der Düse stattfindenden Ereignisse Dampfkavitationsereignisse sind, ist nur dann gerechtfertigt, wenn in der untersuchten Flüssigkeit keine Pseudokavitationskeime vorhanden sind. Abgesehen von der Tatsache, dass die zur Herstellung eines solchen Zustands notwendige Konditionierung der Flüssigkeit praktisch nicht durchführbar ist, könnte dies, selbst wenn eine solche Konditionierung möglich wäre, nur durch Kombination eines optischen Messverfahrens mit einer entsprechenden theoretischen Betrachtung der gesamten Keimverteilung überprüft werden. Daraus folgt, dass die Möglichkeit des Auftretens von Pseudokavitationsereignissen grundsätzlich in den Messvorgang mit der In-situ-Düse mit einbezogen werden muss. Als Messvolumen ist somit nicht nur das durch Gleichung 3.48 gegebene Volumen zu betrachten, es muss vielmehr davon ausgegangen werden, dass im gesamten Bereich zwischen dem Düseneintritt und dem Ende des engsten Querschnitts Kavitationsereignisse auftreten können. Das effektive Messvolumen, in welchem sowohl Dampf- als auch Pseudokavitationsereignisse stattfinden können, ist somit unabhängig von der Höhe des Absaugvolumenstroms und errechnet sich durch Setzen der unteren Integrationsgrenze in Gleichung 3.48 auf $x = 0$ mm zu ca. 0,4 ml.

Die räumliche Unschärfe besteht nun darin, dass gemäß den Erläuterungen in Kapitel 3.8.1 bei jedem detektierten Kavitationsereignis grundsätzlich davon ausgegangen wird, dass es im engsten Querschnitt der Düse stattgefunden hat, ein Ereignis in Wahrheit aber an einer beliebigen Positi-

on x innerhalb des Messvolumens aufgetreten sein könnte. Dies hat zur Folge, dass die genaue Größe des einem Ereignis zugrundeliegenden Keims letztlich nicht bekannt ist und die aus den In-situ-Düsen-Messungen resultierenden Keimradien lediglich Grenzwerte darstellen (siehe Kapitel 3.11.2.3).

3.9.1.2. Zeitliche Unschärfe

Die mit dem Messprinzip verbundene zeitliche Unschärfe bei der Detektion von Einzelereignissen ist durch die Differenz zwischen dem Zeitpunkt des stets im engsten Querschnitt der Düse angenommenen Erreichens des kritischen Radius einer kavitierenden Blase und dem Zeitpunkt des tatsächlichen Blasenkollapses, zu dem sich die Blase bereits im Diffusor der Düse befindet, gegeben. Unter der Annahme, dass der vom Körperschallsensor registrierte Zerfall der Blase im Bereich zwischen dem Ende des engsten Querschnitts und der Druckmessstelle im Diffusor stattfindet – angesichts des hohen Druckrückgewinns im Diffusor stellt dies eine konservative Annahme dar – kann mithilfe von Gleichung 3.8 der Maximalwert dieser Zeitdifferenz abgeschätzt werden. Hierzu wird erneut der Fall der kontinuierlichen Erhöhung des Absaugvolumenstroms bei Standarddüsenrandbedingungen angenommen, bei dem bei einem Volumenstrom von 5,99 l/min bzw. einer Strömungsgeschwindigkeit von ca. 14 m/s im engsten Querschnitt gerade Dampfdruck erreicht wird. An der Messstelle ergibt sich in diesem Fall bereits unter Berücksichtigung der Druckverluste im Diffusor ein statischer Druck von etwa 0,59 bar und eine Strömungsgeschwindigkeit von ca. 5 m/s. In diesem Strömungszustand benötigt die Blase für das Zurücklegen der Strecke zwischen dem Ende des engsten Querschnitts ($x = 25$ mm) und der Messstelle ($x = 48$ mm) etwa 2,4 ms.

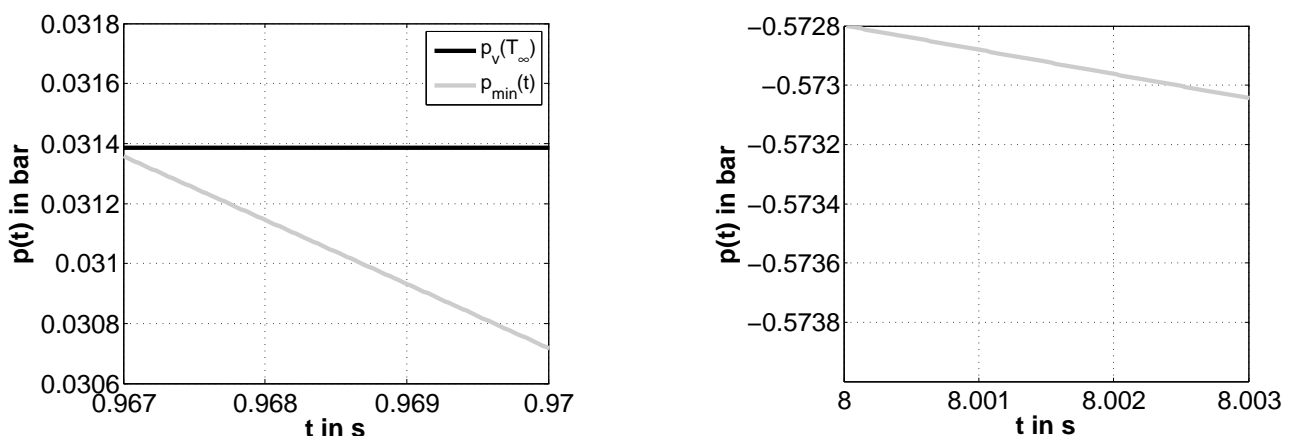


Abbildung 3.18.: Typische Änderung des Drucks im engsten Querschnitt in dem für die zeitliche Unschärfe relevanten Zeitfenster von ca. 3 ms

Aus Abbildung 3.18 geht hervor, dass die Größe der in einem Zeitfenster von 2,4 ms stattfindenden Änderung des statischen Drucks im engsten Querschnitt mit der Messzeit abnimmt. Während die Druckänderung in einem entsprechenden Zeitfenster unmittelbar nach der Dampfdruckunterschreitung bei etwa 2% liegt (linkes Bild), beträgt sie zu einem späteren Zeitpunkt in der Messung wegen

des dann deutlich größeren Absolutwertes in einem Zeitfenster gleicher Länge nur noch 0,04% (rechtes Bild). Dabei muss beachtet werden, dass der Effekt der mit fortschreitender Messzeit steigenden Strömungsgeschwindigkeit hier noch nicht berücksichtigt wurde. Bei steigender Strömungsgeschwindigkeit wird die für die Durchströmung der Strecke zwischen dem Ende des engsten Querschnitts und der Messstelle im Diffusor benötigte Zeit immer geringer, so dass die daraus resultierende Änderung des Drucks im engsten Querschnitt weniger als 0,04% beträgt.

Im Hinblick auf den Messvorgang stellt die beschriebene Änderung des statischen Drucks im engsten Querschnitt der Düse einen Messfehler dar. Zwar ist der für diesen typischen Absaugvorgang maximale relative Messfehler von 2% ein mehr als akzeptabler Wert, für eine richtige Beurteilung der Genauigkeit muss jedoch letztlich der resultierende Fehler für die indirekten Messgrößen Zugfestigkeit bzw. Keimradius bewertet werden. Hierzu wird für die beiden in Abbildung 3.18 gezeigten Fälle jeweils angenommen, dass eine in der Düse kavitierende Blase am Anfang des dargestellten Zeitfensters im engsten Querschnitt ihren kritischen Radius erreicht, der vom Körperschallsensor registrierte Kollaps im Diffusor der Düse jedoch erst 3 ms später erfolgt. Der im Rahmen der Auswertung für ein solches Ereignis ermittelte Zugfestigkeitswert läge demnach im links dargestellten Fall bei $\Delta p_{krit,1} = 6,64 \cdot 10^{-4}$ bar und im rechten Fall bei $\Delta p_{krit,2} = 0,6044$ bar. Der durch Gleichung 3.22 gegebenen Definition des Zeitpunkts des Erreichens der Zugfestigkeit zufolge dürfte zu deren Berechnung jedoch nicht der zum Zeitpunkt des Blasen kollaps vorliegende Druck im engsten Querschnitt herangezogen werden, sondern es wäre der jeweils 3 ms (2,4 ms) davor vorherrschende Druck zu verwenden. Damit würden sich mit $\Delta p_{krit,1} = 3,32 \cdot 10^{-5}$ bar im ersten und mit $\Delta p_{krit,2} = 0,6042$ bar im zweiten Fall jeweils geringere Werte der Zugfestigkeit ergeben. Bezogen auf die Messgröße Zugfestigkeit beträgt der mit der zeitlichen Unschärfe einhergehende relative Fehler im ersten Fall somit 95%, wohingegen er bei fortgeschrittener Dampfdruckunterschreitung im zweiten Fall nur noch bei 0,04% liegt. Wird als Messgröße der Keimradius zugrundegelegt, so liegt der Fehler bei Ereignissen, die unmittelbar nach Unterschreitung des Dampfdrucks stattgefunden haben typischerweise sogar bei fast 750%.

Aus den obigen Erläuterungen folgt, dass der aus der zeitlichen Unschärfe resultierende Fehler bei Ereignissen, die unmittelbar nach Unterschreitung des Dampfdrucks aufgetreten sind, sehr große Werte annimmt, mit fortschreitender Messzeit jedoch immer kleiner wird. So beträgt er für den der Abbildung 3.18 zugrundeliegenden typischen Absaugvorgang bereits eine halbe Sekunde nach Dampfdruckunterschreitung bezogen auf die Zugfestigkeit nur noch 0,8% und bezogen auf den Keimradius nur noch 0,6%. Darüber hinaus tritt dieser Fehler in allen In-situ-Düsen-Messungen stets in gleichem Maße auf, so dass die zeitliche Unschärfe im Unterschied zur räumlichen Unschärfe einen systematischen Messfehler darstellt und folglich keine negativen Auswirkungen auf die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Messungen hat.

3.9.2. Differenzierung zwischen Einzelereignissen

Neben der Unkenntnis über den genauen Ort eines Kavitationsereignisses folgt aus der akustischen Messmethode, dass niemals mehr als ein Ereignis zum gleichen Zeitpunkt detektiert werden kann. Abgesehen von der Tatsache, dass das zeitgleiche Auftreten zweier Ereignisse bedeuten würde, dass zwei Keime zum exakt gleichen Zeitpunkt ihren kritischen Radius erreichen, wäre der Körperschallsensor in einem solchen Fall nicht in Lage, zwischen den entsprechend zeitgleich eintreffenden Schallsignalen zu differenzieren, so dass die auslösenden Kavitationsereignisse zwangsläufig als ein einziges Ereignis interpretiert werden würden.

Um zu vermeiden, dass es durch Kavitation von Blasen, die selbst erst aus dem Zerfall einer einzelnen *Mutterblase* entstanden sind, zur Mehrfachdetektion von Keimen kommt, muss sicher gestellt werden, dass solche eventuell generierten Blasen den Düsenbereich verlassen haben, bevor ein tatsächlich neu abgesaugter Keim in das Messvolumen eintritt. In diesem Zusammenhang konnten Matsumoto und Shirakura zeigen, dass die Anzahl der durch den Blasenkollaps entstehenden Keime unter anderem mit steigendem Gasgehalt der Flüssigkeit zunimmt (vgl. [69]). Da darüber hinaus die Wahrscheinlichkeit des Kavitierens eventueller *Tochterblasen* durch die räumliche Unschärfe des In-situ-Messsystems erhöht ist, muss die Detektion solcher im Hinblick auf die letztlich interessierende Keimkonzentration als *Phantom-* bzw. *Scheinereignisse* zu interpretierenden Ereignisse in jedem Fall verhindert werden.

3.9.2.1. Ereignisrate

In Abbildung 3.19 ist der typische Zeitverlauf des Körperschallsignals während einer einzelnen Zugfestigkeitsmessung dargestellt. Daraus ist ersichtlich, dass eine Differenzierung einzelner Ereignisse mit bloßem Auge nicht möglich ist. Um dennoch im Rahmen der späteren Auswertung zwischen einzelnen Ereignissen unterscheiden zu können, müsste somit die während des Absaugvorgangs aufgetretene Ereignisrate bekannt sein. Aufgrund der fehlenden Kenntnis über die am Eintritt der Düse vorliegende Keimverteilung ist dies jedoch niemals der Fall. Darüber hinaus folgt aus der Möglichkeit zur Detektion immer nur eines Ereignisses zum gleichen Zeitpunkt, dass zwecks Erfassung möglichst aller Ereignisse, für den Messvorgang eine maximal detektierbare Ereignisrate ($\hat{=}$ *Detektionsrate*) definiert werden muss. Gemäß den Überlegungen in Kapitel 3.9.1.1 ist diese durch den Kehrwert der Verweilzeit eines der Strömung schlupffrei folgenden Keims im Messvolumen gegeben. Bei Zugrundelegung des Referenzeintrittszustands ergibt sich mithilfe von Gleichung 3.49 hierfür eine typische Zeit von ca. 3,9 ms, so dass die maximale detektierbare Ereignisrate bei etwas mehr als 250 Hz liegt.

$$p_{ein} = 1 \text{ bar}, T_{\infty} = 20 \text{ °C} \implies Q_v \approx 6 \text{ l/min} \xrightarrow{s=0 \rightarrow 25\text{mm}} t_{Duese} = 3,9 \text{ ms} \quad (3.49)$$

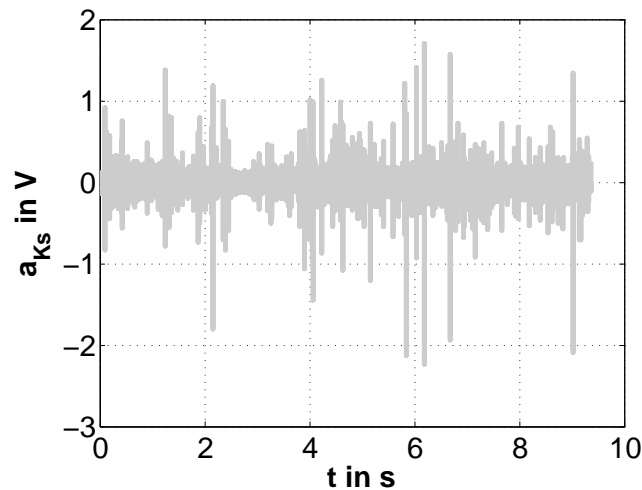
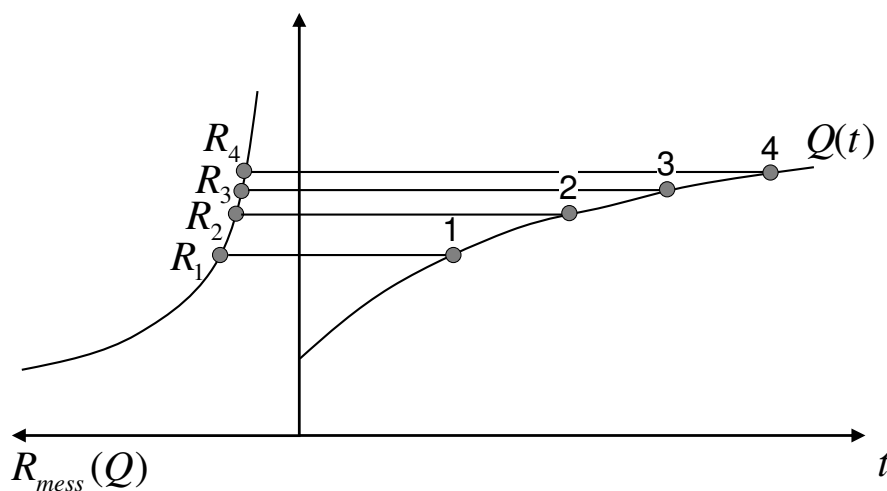


Abbildung 3.19.: Typischer Zeitverlauf des Körperschallsignals

3.10. Messablauf mit der In-situ-Düse

3.10.1. Vorausgehende Überlegungen

In Kapitel 3.6 wurde erläutert, dass die mit der In-situ-Düse gemessene Zugfestigkeit eine Funktion des Düsenvolumenstroms ist. Je größer der Volumenstrom, um so größer ist dabei die gemessene Zugfestigkeit. Dies ist darauf zurückzuführen, dass mit steigendem Volumenstrom bzw. sinkendem Druck in der Düse zunehmend kleinere Keime aktiviert werden und somit die einem konkreten Zugfestigkeitswert zugrundeliegende Kavitationsblase gemäß Gleichung 3.50 (Herleitung siehe Kapitel 3.8.1) immer kleiner wird. Der durch Messung der Zugfestigkeit indirekt gemessene Blasenradius R_{mess} ist demnach eine Funktion des Absaugvolumenstroms (Gleichung 3.51). Dieser Zusammenhang ist auch in Abbildung 3.20 schematisch anhand des qualitativen Verlaufs der messbaren Blasenengröße in Abhängigkeit eines kontinuierlich ansteigenden Düsenvolumenstroms dargestellt.

Abbildung 3.20.: Verlauf der Funktion $R_{mess}(Q)$

$$\Delta p_{krit} = p_v - p_{krit,\infty} = \frac{4}{3} \frac{S}{R_{krit}} \quad (3.50)$$

$$R_{mess} = f(Q_{Abs.}) \quad (3.51)$$

Definitionsgemäß tritt Dampfkavitation nur dann auf, wenn der thermodynamische Dampfdruck unterschritten wird und die Zugfestigkeit damit positive Werte annimmt. Wird die In-situ-Düse wie im Zusammenhang mit Tabelle 3.1 in Kapitel 3.2 erläutert als reines Zugfestigkeitsmessgerät verwendet, so sind Absaugvolumenströme, bei denen in der Düse der Dampfdruck nicht unterschritten wird nicht verwertbar und müssen im Hinblick auf eine optimale Ausnutzung der zur Verfügung stehenden Messzeit möglichst vermieden werden (siehe Kapitel 3.10.2). Entsprechend ging bei dem im Zusammenhang mit der ursprünglich verwendeten Absaugeinheit umgesetzten Messablauf dem eigentlichen Messvorgang zunächst ein Vorversuch voraus, in dem der für das Auftreten von Dampfkavitationsereignissen relevante Bereich des Absaugvolumenstroms automatisch ermittelt wurde. Dies geschah dadurch, dass die Drehzahl der Absaugpumpe, beginnend bei stillstehender Pumpe, in einem weiten Bereich erhöht wurde und die Drehzahl, bei der das erste Kavitationsereignis auftrat, als die Anfangsdrehzahl für den anschließenden Messvorgang festgelegt wurde.

Durch die Erweiterung der Messfunktion der In-situ-Düse zum Keimspektrometer kann diese auf die Funktionsweise der neuen Absaugeinheit übertragene Vorgehensweise jedoch nicht mehr angewendet werden. Zwar wäre bei homogener Verteilung der Kavitationskeime in der Anlage bzw. am Düseneintritt davon auszugehen, dass bei dem Wert des Düsenvolumenstroms, bei dem im Vorversuch das erste Kavitationsereignis festgestellt wurde, auch in der anschließenden Messung das erste Ereignis stattfinden wird. Bei inhomogener Keimverteilung ist diese Annahme jedoch nicht mehr zulässig, da bei Vorhandensein der entsprechenden Keime auch schon bei niedrigeren Volumenströmen Ereignisse stattfinden können. Damit auch die größten Keime erfasst werden können, muss die Messung daher derart ablaufen, dass der Volumenstrom sukzessive erhöht wird, zu Beginn der Messung aber stets so niedrig ist, dass der Dampfdruck erst während des eigentlichen Messvorgangs unterschritten wird. Um sicherzustellen, dass die Zugfestigkeit innerhalb der Messung tatsächlich erreicht wird, muss der Volumenstrom dann so lange erhöht werden, bis in der Düse Vollkavitation vorliegt.

Zur Erarbeitung eines für alle Messungen einheitlichen Messablaufs wurden unter Variation der hydrodynamischen Randbedingungen der Düse

- Düseneintrittsdruck
- Anlagenbetriebspunkt
- Luftgehalt des Anlagenwassers
- Einbauposition der Düse in der Anlage

entsprechende Versuchsmessreihen durchgeführt. Daraus wurde die im Folgenden beschriebene Versuchsdurchführung abgeleitet, die aufgrund ihrer Anwendung für sämtliche Messungen im Rahmen der experimentellen Untersuchungen (siehe Kapitel 5) als *standardisierter Messablauf* bezeichnet wird.

3.10.2. Standardisierter Messablauf mit dem In-situ-Messsystem

Das übergeordnete Ziel der Messungen mit dem In-situ-Messsystem ist die Ermittlung einer möglichst guten Näherung an die in der hydraulischen Anlage bzw. am Einbauort der Düse vorliegende Keimverteilung. Einerseits muss hierzu der durch den Größenbereich der detektierbaren Keime gegebene Messbereich der In-situ-Düse möglichst groß sein, so dass sowohl die großen als auch die kleinen Keime erfasst werden, andererseits sollte die Auflösung nach Möglichkeit über den gesamten Messbereich konstant bleiben. Dies stellt insofern einen Zielkonflikt dar, als dass bei Annahme einer stationären und homogenen Keimverteilung die Ereignisrate mit der zur Vergrößerung des Messbereichs erforderlichen Erhöhung des Absaugvolumenstroms ansteigt und dieser Effekt durch die in Kapitel 3.9.1.1 erläuterte räumliche Unschärfe noch zusätzlich verstärkt wird.

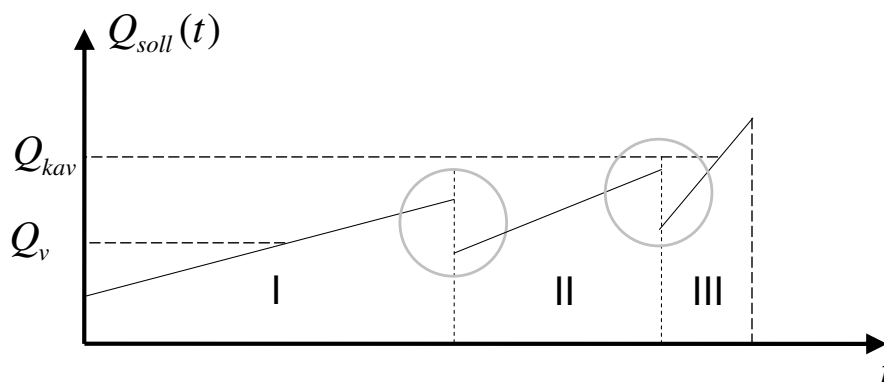


Abbildung 3.21.: Schematische Darstellung der Erhöhung des Sollvolumenstroms während einer vollständigen Messung im Rahmen des standardisierten Messablaufs

Q_v : Volumenstrom bei Dampfdruck

Q_{kav} : Volumenstrom bei Vollkavitation

Um über den gesamten Messbereich eine möglichst gleichmäßige Auflösung zu gewährleisten, wird die Erhöhung des Absaugvolumenstroms in drei Teilbereiche unterteilt (siehe Abbildung 3.21). Dies ist nach den Ausführungen in Kapitel 3.10.1 gleichbedeutend mit einer entsprechenden Unterteilung des Messbereichs der Keimgröße. Der Gesamtmessbereich wird demnach in drei Teilmessbereiche unterteilt, die jeweils in mehreren im Folgenden als *Einzelmessungen* bezeichneten Messungen nacheinander durchlaufen werden. Aufgrund der Tatsache, dass der Düsenvolumenstrom nur indirekt durch Änderung des Öffnungsquerschnitts des in die Absaugleitung der In-situ-Düse eingebauten Proportionalventils eingestellt werden kann – dieser somit also nur gesteuert und nicht

geregelt wird – handelt es sich hier lediglich um den Sollwert des Volumenstroms ($\cong Q_{soll}(t)$ in Abbildung 3.21). Da zudem das verwendete Proportionalventil einen sehr einfachen Aufbau hat, ist der Öffnungsquerschnitt nicht so präzise einstellbar, wie dies mit einem Servoventil der Fall wäre, so dass es im Messbetrieb stets zu einer Abweichung zwischen Soll- und Istvolumenstrom kommt. Dies ist in Abbildung 3.22 anhand des Vergleichs zwischen dem Sollvolumenstrom und einem typischen Zeitverlauf des tatsächlich abgesaugten Volumenstroms während einer Einzelmessung aus dem Messbereich II dargestellt.

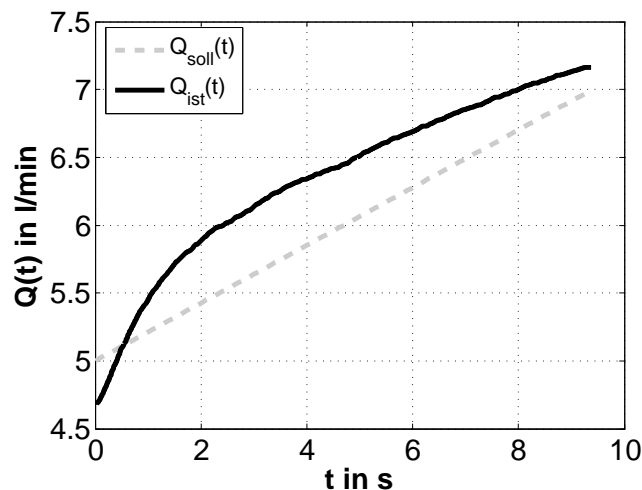


Abbildung 3.22.: Vergleich zwischen Soll- und Istvolumenstrom

Abgesehen von der Abweichung zwischen Soll- und Istvolumenstrom weist das Signal des Differenzdrucksensors insbesondere bei Verwendung der semi-internen Methode zur Bestimmung des Absaugvolumenstroms im Vergleich zum Absolutdrucksignal ein relativ starkes Rauschen auf. Durch die Quadrierung des aus dem Differenzdruck berechneten Volumenstroms in der Gleichung zur Berechnung der Zugfestigkeit (Gleichung 3.13) wird die Rauschamplitude weiter verstärkt. Die daraus resultierenden Schwankungen im Zugspannungs-Zeit-Verlauf haben eine Amplitude von bis zu 15% des momentanen Mittelwertes, was im Hinblick auf die spätere Auswertung der Messungen aus den folgenden zwei Gründen nicht hinnehmbar ist. Zum Einen wäre die Messgröße Zugfestigkeit, abgesehen von anderen Fehlerquellen, allein dadurch mit einem mittleren Messfehler von etwa 10% behaftet. Zum Anderen würde es in Phasen, in denen der Druck im engsten Querschnitt ungefähr dem Dampfdruck entspricht – was insbesondere bei Einzelmessungen aus dem ersten Messbereich der Fall ist – aufgrund der Zugspannungsschwankungen zu einem mehrfachen Vorzeichenwechsel der in diesem Zeitraum gemessenen Zugfestigkeiten kommen. Dies ist in Abbildung 3.23 links anhand eines Ausschnitts des Zeitverlaufs des Drucks im engsten Querschnitt der Düse und der Zeitpunkte, zu denen Kavitationsereignisse detektiert wurden, dargestellt. Darüber hinaus würden im weiteren Verlauf der Auswertung in dem in Kapitel 3.11.2.3 beschriebenen Schritt die betreffenden Einzelereignisse in entsprechendem Wechsel als Pseudo- bzw. als Dampfkavitationsereignisse gewertet, was wiederum Auswirkungen auf den daraus ermittelten Keimgehalt hätte. Um dies zu vermeiden, wird das Rohsignal des Differenzdrucksensors vor der Berechnung des Volumenstroms mit einem

digitalen Tiefpassfilter mit einer Eckfrequenz von 1 Hz gefiltert. Der dadurch erzielte Effekt ist in Abbildung 3.23 rechts anhand eines Vergleichs des einmal ohne und einmal mit Tiefpassfilter berechneten Zeitverlaufs der Zugspannung zu sehen.

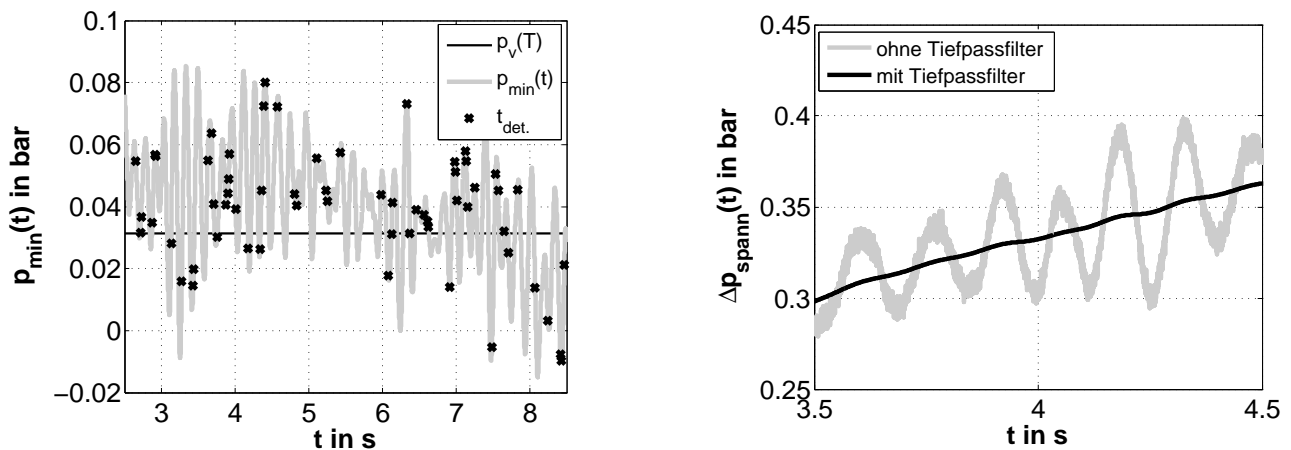


Abbildung 3.23.: links: Wechsel zwischen Pseudo- und Dampfkavitationsereignissen aufgrund von Schwankungen des Drucks im engsten Düsenquerschnitt und damit der Zugspannung
rechts: Vergleich der resultierenden Zugspannungs-Zeit-Verläufe mit und ohne Tiefpassfilterung des Differenzdrucksignals

Gemäß den Ausführungen in Kapitel 3.10.1 sollten Beginn und Ende der Volumenstromerhöhung stets so auf die Düsenrandbedingungen abgestimmt werden, dass am Anfang des ersten Messbereichs der Druck im engsten Querschnitt noch oberhalb des Dampfdrucks liegt und spätestens im dritten Bereich Vollkavitation erreicht wird (siehe Abbildung 3.21). Spätestens mit dem Erreichen von Vollkavitation ist der Messvorgang aufgrund der nicht mehr möglichen Detektion von Einzelereignissen beendet und der restliche Teil der laufenden Einzelmessung ist für die Bestimmung der Zugfestigkeit nicht mehr nutzbar. Zur optimalen Ausnutzung des Volumens des Absaugbehälters sollte das während der Phase der Vollkavitation abgesaugte Volumen somit minimiert werden.

Durch den Wechsel in den nächst höheren Messbereich, wird allein schon wegen der damit verbundenen Erhöhung des Startwerts für den Volumenstromanstieg, die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Vollkavitation erhöht. Dies wird dadurch kompensiert, dass die Messzeiten der Messbereiche II und III gegenüber dem jeweils vorhergehenden halbiert werden. Die Messzeiten betragen demnach 18, 9 und 4,5 Sekunden. Aufgrund der Tatsache, dass die Software zur Steuerung des Messvorgangs ablaufbasierend arbeitet, handelt es sich dabei jedoch nur um ungefähre Werte. Der erste Wert von ca. 18 Sekunden entspricht der bei der gewählten Abtastrate maximal möglichen Aufzeichnungsdauer der USB Messkarte.

Wegen des Einflusses der Randbedingungen am Düseneintritt auf das Druckniveau innerhalb der Düse (siehe Abbildung 3.9) hängt auch der für das Erreichen von Vollkavitation erforderliche Absaugvolumenstrom von dem am Düseneintritt vorliegenden Druckniveau ab. Im Zuge der in dieser Arbeit durchgeführten experimentellen Untersuchungen an einem Radialpumpenprüfstand (siehe Kapitel 5)

hat sich gezeigt, dass es bei der druckseitig der Pumpe eingebauten In-situ-Düse schon im zweiten Bereich der Volumenstromerhöhung zu Vollkavitation kam und der dritte Messbereich somit keine zusätzliche Information über die Keimverteilung geliefert hätte. Zur Maximierung der Anzahl der Messungen pro Füllung des Vakuumbehälters wurde der Messvorgang auf der Druckseite daher nach Durchlaufen der ersten beiden Messbereiche beendet.

Wie in Abbildung 3.21 durch die beiden Kreise angedeutet ist, erfolgt an den Übergängen der Teilmessbereiche eine Überdeckung der jeweiligen Sollvolumenströme. Dies dient der Verringerung der im Zusammenhang mit Kavitationserscheinungen bekannten Hysterese (vgl. z.B. [62]). Diese äußert sich in einer zur Wiederherstellung eines kavitationsfreien Zustands normalerweise erforderlichen Erhöhung des statischen Drucks über das Niveau, bei dem zuvor der Kavitationsbeginn stattgefunden hatte.

Der gesamte Messvorgang zur Ermittlung der Keimverteilung am jeweiligen Einbauort der In-situ-Düse besteht aus der Durchführung von jeweils fünf Einzelmessungen pro Messbereich und wird nachfolgend als *Messreihe* bezeichnet. Zur Vereinfachung des späteren Auswerteprozesses werden die Messbereiche dabei nacheinander durchlaufen. Eine Messreihe besteht somit, abhängig von der Einbauposition der In-situ-Düse, aus 15 bzw. zehn Einzelmessungen. Durch eine spezielle Mittelung im Rahmen der Versuchsauswertung wird daraus jeweils die Keimverteilung an der Messposition ermittelt (siehe Kapitel 3.11). Die Festlegung auf fünf Einzelmessungen pro Messbereich resultiert aus der Analyse der Versuchsmessreihen zur Ermittlung des standardisierten Messablaufs. Hierbei hat sich gezeigt, dass eine Erhöhung der Anzahl an Wiederholungsmessungen keine signifikante Veränderung des Messergebnisses mehr bringt (siehe auch Kapitel 5.2).

Die praktische Durchführung einer Messreihe richtet sich danach, ob nur mit einer oder mit beiden In-situ-Düsen gemessen wird. Dies wird durch Aktivierung bzw. Deaktivierung der entsprechenden Kontrollkästchen innerhalb der graphischen Benutzeroberfläche des Messsystems eingestellt. Beim Messen mit nur einer Düsenausführung werden die drei bzw. zwei Messbereiche aus Abbildung 3.21 nacheinander jeweils fünf mal durchlaufen, wobei der Sollvolumenstrom vor jeder der fünf Einzelmessungen wieder auf den Anfangswert des jeweiligen Messbereichs zurückgesetzt wird. Sowohl die Einteilung der Messreihe in die Messbereiche, als auch der Messbereichswechsel erfolgt dabei automatisch durch die Steuersoftware. Lediglich der Startwert der Volumenstromerhöhung im Messbereich I und deren Endwert im Messbereich III müssen durch entsprechende Eingabe der Steuerung des Proportionalventils in der graphischen Benutzeroberfläche vorgegeben werden. Der gesamte Messvorgang dauert inklusive der Übertragung der Messdaten von der USB Messkarte an den Messrechner etwa fünf Minuten.

Bei der Messung mit beiden Düsenausführungen wird abwechselnd mit jeder Messdüse eine Einzelmessung durchgeführt. Durch die beim Umschalten zwischen den Messdüsen in der Steuersoftware implementierte Pause dauert der gesamte Messvorgang etwas mehr als zehn Minuten. Zur bestmöglichen Ausnutzung des Volumens des Vakuumbehälters wird dabei das jeweilige Proportio-

nalventil in der Absaugleitung der in der aktuellen Einzelmessung gerade nicht aktiven Messdüse geschlossen.

Bei Standardrandbedingungen und dem Messen mit nur einer Messdüse können mit einer Füllung des Vakuumbehälters fünf Messreihen à 15 Einzelmessungen durchgeführt werden. Abhängig vom Druckniveau am jeweiligen Düseneintritt reduziert sich diese Anzahl bei der Messung mit beiden In-situ-Düsen entsprechend. Die vollständige Entleerung des Vakuumbehälters kann wegen der hierzu verwendeten Pumpe nur bei Umgebungsdruck erfolgen, so dass der Behälter vor der nächsten Messung zunächst wieder auf den Arbeitsdruck von ca. 70 mbar evakuiert werden muss, was insgesamt etwa 15 Minuten dauert.

3.11. Auswertung der In-situ-Düsen-Messungen

Der Auswerteprozess der In-situ-Düsen-Messungen gliedert sich in zwei Teile. Der erste Teil besteht in der Ermittlung der Zeitpunkte der Kavitationsereignisse sowie der Zugfestigkeitseinzelschritte aus den in der Messung gespeicherten Rohdaten und ist seinerseits nochmals in einen automatischen und einen manuellen Auswerteschritt unterteilt. Der zweite Teil beinhaltet die Berechnung der Keimgröße und die anschließende Ermittlung der größenspezifischen Keimverteilung. Für den ersten Teil der Auswertung konnte dabei zwar auf die bereits in *MATLAB* existierenden Auswerteroutinen zurückgegriffen werden, wegen des engen Zusammenhangs zwischen der Messgröße Zugfestigkeit und dem daraus berechneten Keimradius mussten diese jedoch weitestgehend neu geschrieben werden. Der zweite Teil der Auswertung wurde dagegen erst im Zuge der in dieser Arbeit umgesetzten Erweiterung der Messaufgabe entwickelt, was auch die entsprechende programmiertechnische Umsetzung in *MATLAB* beinhaltet.

Sämtliche in den folgenden Abschnitten beschriebenen Auswerteschritte wurden so programmiert, dass die gemessenen Rohdaten dabei unverändert erhalten bleiben, so dass jede Messung jederzeit entweder mit denselben Auswerteparametern erneut oder ggf. auch mit modifizierten Parametern vollständig neu ausgewertet werden kann.

3.11.1. Vorgehensweise zur Ermittlung der Zugfestigkeit

Die Hauptaufgabe bei der Bestimmung der Zugfestigkeit aus den gemessenen Rohdaten besteht im Herausfiltern der einzelnen Kavitationsereignisse aus dem Zeitverlauf des Körperschallsignals. Gemäß den Ausführungen in Kapitel 3.9 sendet eine kollabierende Einzelblase eine Schallwelle mit einer sehr hohen Frequenz aus, was akustisch an dem für Einzelblasenkavitation typischen Knacken und visuell an entsprechenden Ausschlägen des Körperschallsignals erkennbar ist. Um die Ausschläge gegenüber dem Hintergrundrauschen sichtbar bzw. differenzierbar zu machen, muss das Körperschallsignal im ersten Schritt der Auswertung mit einem digitalen 3,5 kHz Hochpassfilter gefiltert werden. Abbildung 3.24 zeigt hierzu beispielhaft den hochpassgefilterten Zeitverlauf des Körperschallsignals während einer Einzelmessung aus einer Messreihe mit der saugseitig von der Pumpe

des Radialpumpenprüfstands eingebauten In-situ-Düse im Rahmen der in Kapitel 5 beschriebenen Untersuchungen. Dabei sind sehr gut die durch die Kreise gekennzeichneten Einzelereignisse erkennbar. Das Körperschallsignal ist dabei gegenüber dem von der Messkarte ausgegebenen Signal nochmals um den Faktor zehn verstärkt.

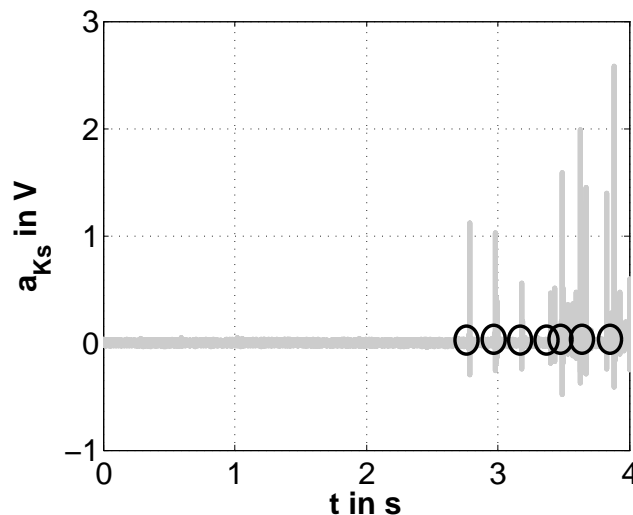


Abbildung 3.24.: Beispiel eines aufgezeichneten Körperschallsignals mit Einzelereignissen

Zur richtigen Beurteilung der Qualität dieses Messergebnisses muss jedoch erwähnt werden, dass die durch die Einzelereignisse hervorgerufenen Ausschläge des Körperschallsignals nur selten eine so deutliche Überhöhung gegenüber dem Hintergrundrauschen aufweisen. Dies liegt in erster Linie daran, dass in dem gezeigten Beispiel die Pumpe des Radialpumpenprüfstands nicht in Betrieb war und das Hintergrundrauschen somit bis auf die Strömungsgeräusche in der Düse selbst reduziert war. Bei laufender Pumpe ist das Hintergrundrauschen um ein Vielfaches stärker und die Einzelereignisse sind trotz der Hochpassfilterung des Körperschallsignals optisch häufig nur noch schwer und bei Skalierung auf das gesamte Zeitfenster der Einzelmessung oft gar nicht mehr erkennbar (siehe auch Abbildung 3.19). Darüber hinaus ist bei Realisierung der aufgrund der nach Kapitel 3.9.2.1 zu erwartenden Ereignisraten erforderlichen Detektionsrate, anhand des Körperschallsignals keine optische Differenzierung zwischen Einzelereignissen mehr möglich. Deshalb und nicht zuletzt wegen des immensen Zeitaufwands, der nötig wäre, um die Einzelereignisse entsprechend herauszufiltern, muss der Vorgang automatisiert ablaufen.

Zur Programmierung des Algorithmus für die automatische Filterung des gemessenen Körperschallsignals nach Einzelereignissen war zunächst eine entsprechende Parametrisierung des Vorgangs erforderlich. Der Algorithmus sollte dabei so geartet sein, dass die automatische Auswertung einerseits mit möglichst wenigen manuellen Voreinstellungen gestartet werden kann, dass aber andererseits im Auswerteprogramm alle sich aus dem standardisierten Messablauf ergebenden Bedingungen für eine korrekte Auswertung berücksichtigt werden, so dass die Ergebnisse stets aussagekräftig sind. Dies stellte deshalb erneut einen Zielkonflikt dar, da für ersteres die Anzahl der

Parameter möglichst klein sein sollte, letzteres aufgrund der gegebenen Komplexität des Vorgangs jedoch nur mit einem entsprechend hohen Parametrisierungsgrad möglich ist. Die notwendigen Parameter sind in Tabelle 3.4 aufgelistet und ihre jeweilige Bedeutung wird in den folgenden Abschnitten erläutert. Zwar existieren für alle Parameter Standardwerte, mit denen in den meisten Fällen auch ein akzeptables Ergebnis erzielt wird, bei Messungen, die unter besonderen Betriebsbedingungen wie z.B. einem sehr niedrigen Systemdruck gemacht wurden, kann jedoch eine Anpassung der Auswerteparameter notwendig werden. Dies erfordert ein gewisses Maß an Erfahrung des Benutzers.

Parameter	Funktion
Totzeit	minimal erforderlicher Zeitraum zwischen zwei detektierbaren Einzelergebnissen
Methode	verwendete Methode zur Ermittlung der Zeitpunkte der Einzelereignisse
Totzeitverlängerung	optionale Verlängerung der Totzeit
kavitationsfrei	Anzahl der kavitationsfreien Zeitintervalle
Hintergrundrauschen	Vorgehensweise bei der Ermittlung des Hintergrundrauschens
Faktor1	Mindestausschlag des Körperschallsignals für die Wertung eines Ereignisses
Faktor2	Maximalausschlag des Körperschallsignals für die Nichtwertung des Ausschlags als Ereignis
Vollkavitationsdetektion	Vorgehensweise zur Detektion von Vollkavitation

Tabelle 3.4.: Erforderliche Parameter zur automatischen Filterung des Körperschallsignals nach Einzelereignissen

3.11.1.1. Totzeit bei der Ereignisdetektion

Der Parameter *Totzeit* dient zur Einstellung der Mindestlänge des Zeitfensters zwischen zwei detektierbaren Ereignissen und stellt somit den Kehrwert der maximal möglichen Detektionsrate dar. Gemäß den Überlegungen in Kapitel 3.9.2 sollte bei Zugrundelegung des Referenzeintrittszustands die Totzeit zwischen zwei als getrennte Ereignisse zu interpretierenden Ausschlägen des Körperschallsignals mindestens 3,9 ms betragen. Demzufolge wird die Totzeit inklusive einer Sicherheitszugabe von ungefähr 30% standardmäßig auf 5 ms gesetzt.

Die zweite Funktion des Parameters Totzeit ist die Unterteilung der gesamten Einzelmessung bzw. des in dieser aufgezeichneten Körperschallsignals in Intervalle entsprechender Länge, zur Beschleunigung des automatischen Auswertevorgangs. In Verbindung mit der ersten Funktion dieses Parameters folgt daraus, dass pro Zeitintervall höchstens ein Ereignis detektiert werden kann. In diesem Zusammenhang stehen nach dem Start der automatischen Auswertung zwei Alternativen zur Ermittlung des genauen Zeitpunkts eines Einzelereignisses zur Verfügung und die zu verwendende Methode wird über ein entsprechendes Dialogfenster ausgewählt. Im ersten Fall wird bei Erfüllung aller zur Wertung eines Ereignisses erforderlichen Kriterien für den Zeitpunkt des Ereignisses nicht

der exakte Zeitpunkt des Ausschlags des Körperschallsignals ermittelt, sondern die Mitte des betreffenden Zeitintervalls verwendet, so dass die in Abbildung 3.25 links gezeigte *Ereignisunschärfe* entsteht. Deren Maximalwert ist dann erreicht, wenn das Ereignis entweder ganz am Anfang oder ganz am Ende des Intervalls liegt und entspricht somit gerade der halben Totzeit. Bei der zweiten Methode wird dagegen der exakte Zeitpunkt des Ausschlags des Körperschallsignals ermittelt und die Ereignisunschärfe beträgt null (siehe Abbildung 3.25 rechts). In diesem Zusammenhang muss explizit darauf hingewiesen werden, dass die Ereignisunschärfe nichts mit der in Kapitel 3.9.1.2 erläuterten zeitlichen Unschärfe zu tun hat. Während die Ursache für die zeitliche Unschärfe in der Verwendung einer akustischen Kavitationsdetektionsmethode liegt und somit prinzipbedingt ist, entsteht die Ereignisunschärfe erst im Rahmen der Auswertung und ist folglich ein vom Messvorgang unabhängiger Effekt.

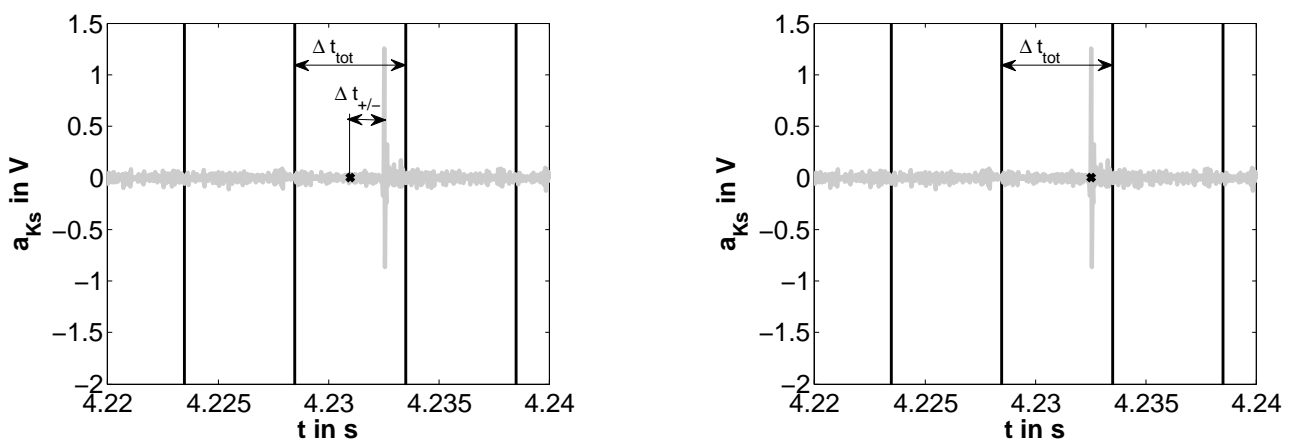


Abbildung 3.25.: Alternative Methoden zur Ermittlung der Zeitpunkte der Einzelereignisse

In Verbindung mit der zweiten Methode für die Ermittlung der Ereigniszeitpunkte kann mithilfe der Parameter *Totzeitverlängerung* und *kavitationsfrei* weiter Einfluss auf die Detektionsrate genommen werden. So wird durch Auswahl der Option Totzeitverlängerung die Totzeit verdoppelt und mithilfe des Parameters kavitationsfrei kann eingestellt werden, ob und wie viele Zeitintervalle nach einem kavitationsbehafteten Intervall mindestens kavitationsfrei sein müssen, damit anschließend wieder ein Ereignis detektiert werden kann. Die Einstellung des Wertes eins bedeutet demnach, dass bei Detektion eines Ereignisses beispielsweise im Zeitintervall Nr. 30 frühestens im Intervall Nr. 32 wieder ein Einzelereignis detektiert werden kann.

Wie aus Abbildung 3.25 hervorgeht, wird durch die Totzeit lediglich die Länge der Zeitintervalle vorgegeben, in Verbindung mit der zweiten Methode zur Ermittlung der Ereigniszeitpunkte ist die Lage des Ereignisses innerhalb eines kavitationsbehafteten Intervalls jedoch nicht näher eingeschränkt. Somit ist es prinzipiell möglich, dass bei zwei aufeinander folgenden kavitationsbehafteten Zeitintervallen der ermittelte Ereigniszeitpunkt im ersten Intervall in der zweiten Intervallhälfte liegt und im zweiten Intervall in der ersten Hälfte und die *effektive Totzeit* somit unter Umständen wesentlich kleiner ist, als der beim Start der Auswertung vorgegebene Wert (siehe Abbildung 3.26 links). Dies kann

dadurch vermieden werden, dass entweder die Option Totzeitverlängerung ausgewählt oder der Parameter kavitationsfrei größer null gesetzt wird (siehe Abbildung 3.26 rechts).

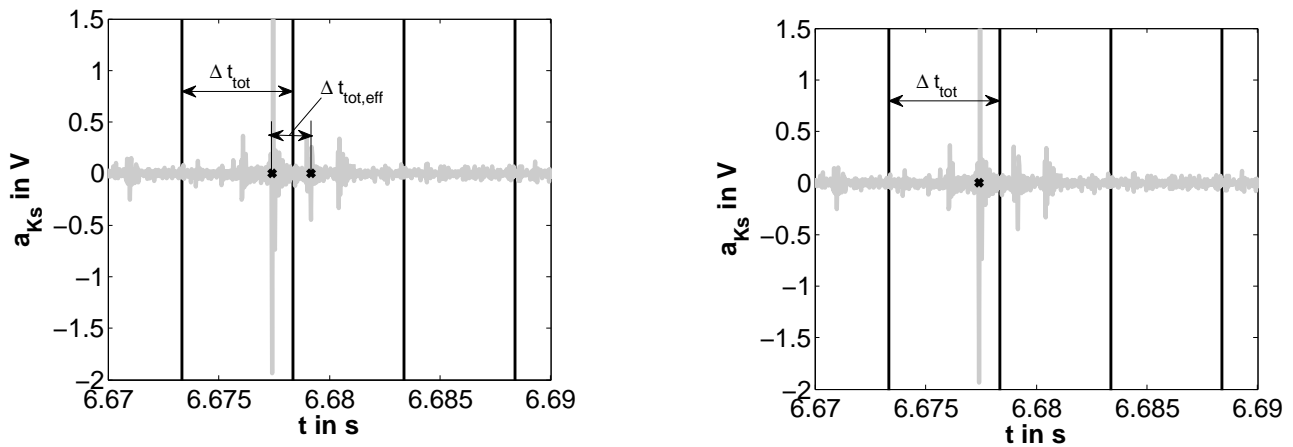


Abbildung 3.26.: Unterschied zwischen Totzeit und effektiver Totzeit

Wie in Kapitel 3.11.1.4 gezeigt wird, kann bei Anwendung der ersten Methode zur Ermittlung der Ereigniszeitpunkte der aus der Ereignisunschärfe resultierende Fehler für die Messgröße Zugfestigkeit vernachlässigt werden. Darüber hinaus ist der Standardwert der Totzeit mit 5 ms bereits konservativ bemessen, so dass für den Parameter kavitationsfrei standardmäßig der Wert null verwendet wird und die Auswertung ohne Totzeitverlängerung erfolgen kann. Die maximale Detektionsrate für Einzelereignisse beträgt demnach 200 Hz.

3.11.1.2. Filterung des Körperschallsignals

Ziel der automatischen Auswertung ist die Detektion möglichst aller während des Messvorgangs aufgetretenen Einzelereignisse. Eine Bewertung der Ereignisstärke, wie sie beispielsweise zur Beurteilung der Aggressivität der erzeugten Kavitation notwendig wäre, ist dabei nicht erforderlich. Dies ist insofern von Vorteil, da sich der Aufwand bei der Auswertung somit im wesentlichen auf eine vergleichsweise einfache qualitative Ermittlung der Ereignisse, also auf die Beantwortung der Frage des Vorhandenseins von Kavitation reduziert. Eine quantitative Bewertung ist dabei lediglich im relativen Sinne beim Herausfiltern der Ereignisse anhand der Differenz zwischen den Ausschlägen und dem als Hintergrundrauschen interpretierten Mittelwert des Körperschallsignals erforderlich.

Die Filterung des Körperschallsignals nach Einzelereignissen erfolgt mithilfe der Parameter *Hintergrundrauschen*, *Faktor1* und *Faktor2*. Der erste Parameter dient dabei zur Festlegung der Methode bei der Ermittlung des auch bei völliger Kavitationsfreiheit durch die Strömung sowie durch Störeinflüsse von außen stets vorhandenen Hintergrundrauschens. Die Stärke des Rauschens kann entweder automatisch berechnet oder durch Eingabe eines Schwellwertes des gefilterten Körperschallsignals direkt vorgegeben werden. Da die Höhe des Hintergrundrauschens von den Strömungsbedingungen außerhalb der Düse und damit zum einen von der Einbauposition der In-situ-Düse und

zum anderen vom Betriebspunkt der hydraulischen Anlage abhängt, sollte die Ermittlung des Hintergrundrauschens stets automatisch erfolgen ($\hat{=} \text{Hintergr.-Geräusch} = 0$ in der graphischen Benutzeroberfläche).

Zur automatischen Ermittlung der Höhe des Hintergrundrauschens wird zunächst für jedes Zeitintervall der Peak-to-Peak Wert des gefilterten Körperschallsignals berechnet. Durch Bildung des Mittelwerts dieser *lokalen* Peak-to-Peak Werte wird dann der für den gesamten Zeitraum der Einzelmessung gültige mittlere Peak-to-Peak Wert berechnet. Der Wert des Hintergrundrauschens wird schließlich auf 66% dieses mittleren Peak-to-Peak Wertes gesetzt. Damit ein Ausschlag des Körperschallsignals als Kavitationsereignis gewertet wird, muss der entsprechende Peak-to-Peak Wert im betrachteten Zeitintervall mindestens das Faktor1-fache des Hintergrundrauschens betragen. Da pro Zeitintervall höchstens ein Ereignis detektiert werden kann, wird bei Auftreten mehrerer Ausschläge des Körperschallsignals in einem Intervall stets derjenige mit dem größten Peak-to-Peak Wert als Ereignis gewertet. Wurde auf diesem Wege in einem Intervall ein Ereignis detektiert und dieses somit als kavitationsbehaftet gewertet, so kommt der Parameter Faktor2 zum Tragen. Mit dem Faktor2-fachen des Hintergrundrauschens wird der Schwellwert angegeben, unter dem der maximale Peak-to-Peak Wert des Folgeintervalls liegen muss, damit dieses wieder als kavitationsfrei gewertet wird. Liegt der maximale Peak-to-Peak Wert des betreffenden Intervalls zwischen dem Faktor2-fachen und dem Faktor1-fachen des Hintergrundrauschens, so wird das Intervall als kavitationsbehaftet gewertet. Diese Funktion dient zur Berücksichtigung des bereits in Kapitel 3.10.2 erwähnten Hystereseeffektes in Bezug auf das Auftreten von Kavitationseinzelereignissen.

3.11.1.3. Erkennung von Vollkavitation

Ein wichtiger Aspekt bei der Detektion der Einzelereignisse betrifft die Erkennung des Übergangs von Einzelblasenkavitation zu Vollkavitation. Abgesehen von der Tatsache, dass beim Vorliegen von Vollkavitation die Zugfestigkeit bereits überschritten ist und deren physikalisch sinnvolle Quantifizierung folglich nicht mehr möglich ist, würde für alle aufgrund der Erfüllung der zur Detektion erforderlichen Kriterien von der automatischen Auswertung in einer Vollkavitationsphase gewerteten Ereignisse gemäß Gleichung 3.13 ein falscher Zugfestigkeitswert berechnet. Dieser Fehler würde sich entsprechend den Ausführungen in Kapitel 3.8.3 bei der Berechnung der Keimradien fortsetzen. Zur Vermeidung der Wertung solcher Ausschläge des Körperschallsignals als Ereignisse ist es somit erforderlich, den Zeitpunkt des Übergangs der Einzelblasenkavitation zur vollkavitierenden Zweiphasenströmung so genau wie möglich zu erfassen.

Die Erkennung von Vollkavitation erfolgt anhand des Zeitverlaufs der Spannung des Differenzdrucksensors. Wie in Kapitel 3.5.1 erläutert, ist der Übergang von Einzelblasenkavitation zu Vollkavitation mit einem Anstieg der Druckverluste in der Düse verbunden und bei Kenntnis des entsprechenden Wertes der Druckdifferenz bzw. der Spannung des Sensors kann der Eintritt von Vollkavitation genau ermittelt werden. Zwar wurde im Rahmen der Kalibrierung der Durchflussmessung der Volumenstrom stets so lange erhöht bis in der Düse Vollkavitation vorlag, jedoch mussten die während Vollkavitation aufgenommenen Messpunkte für die in der Steuersoftware hinterlegte Kalibrierkurve anschließend

wieder entfernt werden, so dass dieser Grenzwert nicht bekannt ist. Für die automatische Auswertung wird daher angenommen, dass bei Erreichen von 105% des letzten vor dem Eintritt von Vollkavitation gemessenen Spannungswertes der Kalibrierkurve in der Messung Vollkavitation vorgelegen hat. Ab diesem Zeitpunkt werden alle, die notwendigen Kriterien zur Detektion eines Ereignisses erfüllenden Ausschläge des Körperschallsignals nicht mehr als Kavitationsereignisse gewertet, was in Abbildung 3.27 durch die die gewerteten Ereignisse markierenden schwarzen Kreuze gezeigt ist.

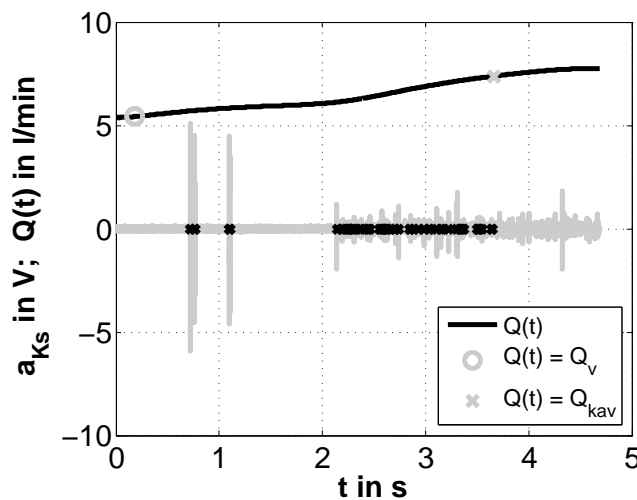


Abbildung 3.27.: Beispiel für die Nichtwertung von Phantomereignissen bei Vollkavitation

Die automatische Detektion von Vollkavitation ist zwar prinzipiell eine verlässliche Methode, jedoch kann es aufgrund von systembedingten Abweichungen zwischen dem durch den standardisierten Messablauf vorgegebenen Sollvolumenstrom und dem tatsächlichen Absaugvolumenstrom vorkommen, dass es innerhalb einer Einzelmessung kurzfristig zu Vollkavitation kommt, die dann aber wieder in Einzelblasenkavitation umschlägt. In diesem Fall muss der automatisch ermittelte Eintritt von Vollkavitation im Rahmen der anschließenden manuellen Auswertung gegebenenfalls korrigiert werden.

3.11.1.4. Ablauf bei der Ermittlung der Zugfestigkeit

Nach Detektion aller Einzelereignisse innerhalb einer Einzelmessung muss jedes Ereignis mit dem dazugehörigen Wert der Zugfestigkeit verknüpft werden. Zur exakten Bestimmung des Zugfestigkeitswertes müsste dazu jedem Einzelereignis der zum jeweiligen Zeitpunkt aktuell vorherrschende Wert der Zugspannung zugewiesen werden. Wie aus Abbildung 3.28 hervorgeht, kann jedoch die Zugspannung innerhalb eines Zeitintervalls als konstant angesehen werden, so dass zur Verkürzung der Rechenzeit als Zugfestigkeitswert der Mittelwert der Zugspannung des Zeitintervalls verwendet wird.

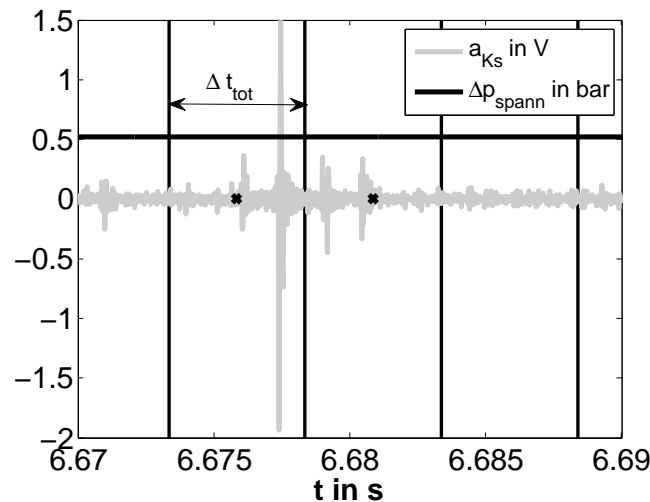


Abbildung 3.28.: Zugspannungsverlauf innerhalb eines Zeitintervalls

Der automatische Auswertealgorithmus wird auf alle Einzelmessungen einer Messreihe angewendet und auf diese Weise werden alle während der Messung aufgetretenen Kavitationsereignisse inklusive der jeweiligen Zugfestigkeitswerte ermittelt. Zur Überprüfung der richtigen Bestimmung des Eintritts von Vollkavitation muss das Ergebnis der automatischen Auswertung stets im Rahmen der nachgeschalteten manuellen Auswertung überprüft werden. Innerhalb des manuellen Auswertemodus besteht außerdem die Möglichkeit, eventuell verkehrt gewertete Kavitationsereignisse nachträglich zu entfernen bzw. nicht erkannte Ereignisse hinzuzufügen. Bei richtiger Wahl der Auswerteparameter aus Tabelle 3.4 ist dies jedoch in der Regel nicht erforderlich.

Nach dem Start der manuellen Auswertung öffnet sich zunächst ein Fenster, in dem der Minimalwert (\cong Symbol x), der Mittel- (\cong Symbol o) und der Maximalwert (\cong Symbol +) der Zugfestigkeit jeder Einzelmessung einer Messreihe über der Anzahl der Einzelmessungen dargestellt werden (siehe Abbildung 3.29 links). Durch Platzieren des in diesem Modus als Fadenkreuz erscheinenden Mauszeigers unmittelbar links des Zugfestigkeitsmittelwertes einer Einzelmessung und Betätigen der linken Maustaste werden in einem neuen Fenster die Zeitverläufe der relevanten Größen (Körperschallsignal, Zugspannung bzw. Zugfestigkeit und Volumenstrom) der entsprechenden Einzelmessung dargestellt (siehe Abbildung 3.29 rechts). Der Kreis auf dem Volumenstromverlauf kennzeichnet den Zeitpunkt der Dampfdruckunterschreitung und das Kreuz zeigt den Eintritt von Vollkavitation an. Befindet sich das Kreuz wie im gezeigten Fall einer Einzelmessung aus dem Messbereich II des standardisierten Messablaufs auf dem allerletzten Messwert, so bedeutet dies, dass während der Einzelmessung keine Vollkavitation erreicht wurde. Die Kreise auf dem Zugspannungsverlauf kennzeichnen die Zeitpunkte der vom automatischen Auswertealgorithmus detektierten Kavitationsereignisse und damit gleichzeitig die einzelnen Zugfestigkeitswerte. Zur Entfernung bzw. zum Hinzufügen von Ereignissen muss entsprechend den im Textfeld stehenden Anweisungen vorgegangen werden.

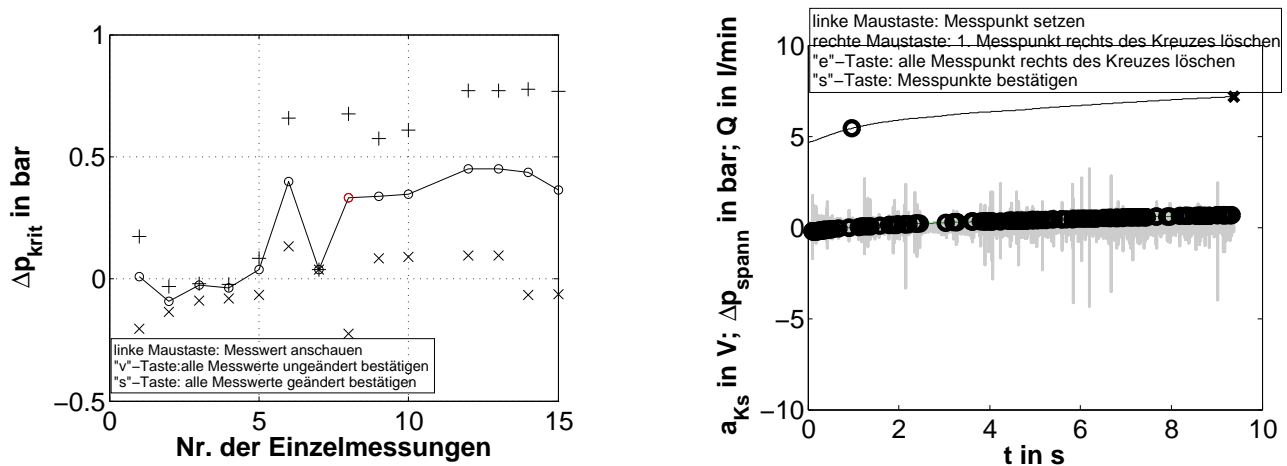


Abbildung 3.29.: Darstellung des Ergebnisses der automatischen Auswertung im manuellen Auswertemodus

3.11.2. Vorgehensweise zur Ermittlung der Keimverteilung

Die Ermittlung der größenspezifischen Keimverteilung gliedert sich in vier bzw. fünf Teilschritte. Der erste Schritt besteht in der Zusammenführung der zu einer Messreihe gehörenden Einzelmessungen bzw. der darin detektierten Kavitationsereignisse mit den dazugehörigen Zugfestigkeitswerten. Im zweiten Schritt werden unter Anwendung der in Kapitel 3.8.3 beschriebenen statischen Betrachtungsweise kugelförmiger Einzelblasen die Radien der den positiven Zugfestigkeitswerten zugrundeliegenden Dampfkeime berechnet. Im dritten Schritt erfolgt die Berechnung des jedem Dampfkeim zugeordneten Einzelvolumens sowie der entsprechenden Konzentrationen. Der vierte Schritt besteht in der Ermittlung des Verlaufs der Keimkonzentrationen über den indirekt gemessenen Keimradien (\cong *Konzentrationsverteilung* bzw. *Keimverteilung*) sowie in der Berechnung des mittleren Zugfestigkeitswertes jedes Messbereichs. Zur Beurteilung der Bedeutung von Pseudokavitation wird im fünften Schritt aus den negativen Zugfestigkeitswerten die Gesamtkonzentration der Pseudokavitationskeime berechnet.

3.11.2.1. Zusammenführung der Einzelmessungen

Zur Zusammenführung der Ergebnisse der Einzelmessungen einer Messreihe werden die im ersten Teil der Auswertung detektierten Kavitationsereignisse mit den dazugehörigen Zugfestigkeitswerten wie in Abbildung 3.30 dargestellt in eine Matrix geschrieben. Diese ist zunächst aufsteigend nach der in der ersten Spalte stehenden Nummer der Einzelmessung und somit chronologisch nach aufgetretenen Kavitationsereignissen sortiert. Die Zeitpunkte der einzelnen Kavitationsereignisse sowie die jeweiligen Zugfestigkeitswerte stehen in der vierten bzw. in der zweiten Spalte. In Spalte drei ist die Nummer des Zeitintervalls in dem das jeweilige Ereignis detektiert wurde aufgeführt. Die Ergebnismatrix wird zusammen mit den restlichen für die folgenden Auswerteschritte benötigten Daten in

einer Ergebnisdatei gespeichert, die im selben Verzeichnis wie die Rohdaten aus der Messung abgelegt wird.

Messung	Δp_{krit}	Zeitintervall	$t_{det.}$ in s
1	-0,2040	47	0,2330
1	-0,1556	86	0,4284
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
8	0,3962	989	4,9524
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
8	0,4466	1115	5,5837

Abbildung 3.30.: Aufbau der Ergebnismatrix der In-situ-Düsen-Messungen

3.11.2.2. Berechnung der Keimradien

Die Berechnung der Keimradien erfolgt unter Verwendung der in Kapitel 3.8.1 beschriebenen Gleichungen. Hierzu wird ein separates Auswerteprogramm verwendet, welches aus den im ersten Teil der Auswertung ermittelten Zugfestigkeitswerten zunächst die kritischen Blasenradien und daraus dann die Radien $R_{0,mess}$ der nach der Definition in Kapitel 2.1.4 am Düsen Eintritt noch als Dampfkeime zu bezeichnenden Mikroblasen berechnet. Zur Ermöglichung eines direkten Vergleichs von Messungen bei unterschiedlichen Düsenrandbedingungen werden die Keimradien dabei standardmäßig auf den Referenzeintrittszustand bezogen, indem in der nach dem Radius umgestellten statischen Gleichgewichtsbeziehung 3.52 für den Flüssigkeitsdruck der Umgebungsdruck eingesetzt wird. Durch Eingabe eines anderen Bezugsdrucks beim Aufruf des Auswerteprogramms können die Keimradien jedoch jederzeit auch auf andere Drücke skaliert werden. Wie aus Gleichung 3.52 hervorgeht und in Kapitel 3.8.1 bereits erwähnt wurde, wird zur Berechnung dieser Gleichgewichtsradien nun auch die mithilfe von Gleichung 3.27 zu ermittelnde Luftmasse des Keims benötigt.

$$(p_{l,\infty} - p_v(T_\infty)) R_{0,mess}^3 + 2 S R_{0,mess}^2 - \frac{3 m_g R_g T_\infty}{4 \pi} = 0 \quad (3.52)$$

Die mit Gleichung 3.52 berechneten Anfangsradien werden in einer fünften Spalte an die Ergebnismatrix aus Abbildung 3.30 angehängt, so dass die richtige Zuordnung zwischen dem Zeitpunkt eines Kavitationsereignisses, dem gemessenen Zugfestigkeitswert und dem diesem zugrundeliegenden Keimradius erfolgt. Die erweiterte Ergebnismatrix wird in einer separaten Datei im Verzeichnis der

Messreihe gespeichert. Durch entsprechenden Aufruf des Auswerteprogramms können die berechneten Keimradien zusätzlich graphisch über der Zugfestigkeit dargestellt und bei Bedarf auch die kritischen Blasenradien ausgegeben werden.

3.11.2.3. Berechnung der Konzentration an Dampfkeimen

Zur Berechnung der Dampfkeimkonzentration werden im dritten Teilschritt der Auswertung unter Beibehaltung des chronologischen Aufbaus der Ergebnismatrix zunächst die den detektierten Kavitationsereignissen bzw. Keimen zugehörigen Einzelvolumina berechnet. Das mit einem Keim verknüpfte Einzelvolumen ist dabei diejenige Flüssigkeitsmenge, die abgesaugt werden musste, um genau einen Keim zu detektieren und entspricht somit gerade dem Volumen, welches seit dem zuletzt detektierten Kavitationsereignis abgesaugt wurde. Die Ermittlung der Einzelvolumina erfolgt mithilfe der Trapezregel durch Berechnung der jeweils durch zwei aufeinander folgende Ereignisse begrenzten, zum Trapez angenäherten Fläche unterhalb des Volumenstrom-Zeit-Verlaufs (vgl. Gleichung 3.53 und Abbildung 3.31). Die mit den Ereignissen verknüpften Einzelvolumina werden in einer sechsten Spalte an die Ergebnismatrix angehängt.

$$\Delta V_k = \int_{t_{k-1}}^{t_k} Q(t) dt \Rightarrow \Delta V_k \approx \frac{Q_k + Q_{k-1}}{2} \Delta t \quad (3.53)$$

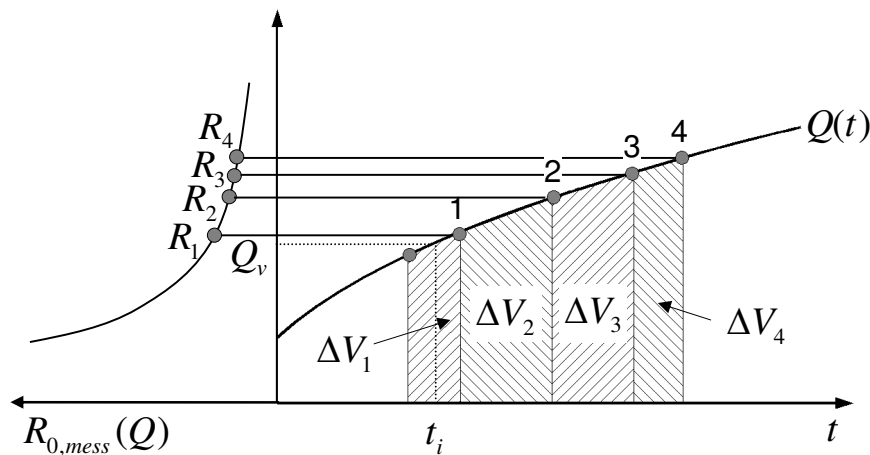


Abbildung 3.31.: Schematische Darstellung der Berechnung der Einzelvolumina bzw. der Keimkonzentrationen

Da die Berechnung der Einzelvolumina auf der im ersten Auswerteschritt angelegten Ergebnismatrix basiert, welche sämtliche detektierten Kavitationsereignisse, also auch die Pseudoereignisse enthält, erfolgt die Berechnung der Einzelvolumina sowohl für die Dampf- als auch für die Pseudokavitationskeime. Somit muss vor der Berechnung der Dampfkeimkonzentrationen zuerst eine entsprechende Trennung zwischen Dampf- und Pseudoereignissen erfolgen, indem nach Ermittlung der Einzelvolumina die Einträge der Ergebnismatrix mit positiven Zugfestigkeitswerten herausgefiltert

werden. Anschaulich bedeutet dies, dass in dem in Abbildung 3.31 gezeigten fiktiven Beispiel nur die vier nummerierten Punkte als Dampfkavitationsereignisse gewertet würden, da erst zum Zeitpunkt t_i der zur Unterschreitung des Dampfdrucks im engsten Querschnitt der Düse mindestens erforderliche Absaugvolumenstrom Q_v erreicht worden wäre. Für das erste Dampfkavitationsereignis einer Einzelmessung wird als Einzelvolumen dann automatisch das seit Erreichen des Dampfdrucks abgesaugte Flüssigkeitsvolumen verwendet.

Mithilfe von Gleichung 3.54 wird für jeden Dampfkeim ein individueller Konzentrationswert berechnet. Darin steht der Zähler für die Änderung der Anzahl der Ereignisse und der Nenner entspricht dem jeweiligen Einzelvolumen eines Keims. In diesem Zusammenhang muss ausdrücklich betont werden, dass aufgrund der Erhöhung des Absaugvolumenstroms während der Messung bzw. wegen der damit einhergehenden kontinuierlichen Aktivierung zusätzlicher Keime in Verbindung mit der in Kapitel 3.9.1.1 erläuterten räumlichen Unschärfe bei der Ereignisdetektion die Änderung der Anzahl der Ereignisse in Gleichung 3.54 stets eins sein muss. Da zudem die Berechnung des Keimradius auf der Grundannahme basiert, dass die aus den Keimen entstandenen Blasen stets im engsten Querschnitt kavitieren, folgt daraus, dass es sich bei dem für ein detektiertes Kavitationsereignis berechneten Keimradius um den Minimalradius handelt.

$$c = \frac{dN}{dV} = \frac{dN}{dt} \frac{dt}{dV} = \frac{dN}{dt} \frac{1}{Q(t)} \Rightarrow c_k = \frac{\Delta N}{\Delta V_k} \quad (3.54)$$

Aus der räumlichen Unschärfe des Messsystems folgt weiterhin, dass die mit Gleichung 3.54 berechneten Konzentrationen jeweils als *Grenzkonzentrationen* zu interpretieren sind. In diesem Zusammenhang bedeutet der Begriff Grenzkonzentration, dass der für einen Keim berechnete Konzentrationswert nicht die Konzentration der Keime nur dieser einen Größe bzw. Größenklasse angibt, sondern dass es sich bei diesem Wert vielmehr um die Summe der Einzelkonzentrationen aller Keime mit einem Radius größer oder gleich dem des betrachteten Keims handelt. Somit entspricht der Konzentrationswert des kleinsten detektierten Keims einer Messreihe der Gesamtkonzentration an Dampfkeimen in der Flüssigkeit.

3.11.2.4. Ermittlung der Konzentrationsverteilung

Der vierte Schritt der Auswertung besteht in der Ermittlung der Konzentrationsverteilung $c(R_{0,mess})$ aus den zuvor berechneten Konzentrationswerten. Aus der Versuchsdurchführung folgt, dass wegen des jeweils fünfmaligen Durchlaufs der Messbereiche eine Mittelung der Messergebnisse vorgenommen werden muss. Darüber hinaus ergibt sich aus der zur Berechnung der Konzentrationswerte angewendeten Methode, dass es immer exakt so viele Konzentrationswerte gibt, wie im ersten Teil der Auswertung Dampfkavitationsereignisse detektiert wurden. Dies folgt unmittelbar aus der Tatsache, dass alle gemessenen bzw. mit Gleichung 3.13 aus den direkten Messgrößen berechneten Zugfestigkeitswerte einzigartig sind und somit für jeden einzelnen Wert ein individueller Keimradius berechnet wird. Deshalb müssen die einzelnen Konzentrationswerte bzw. Keime für die Mittelung in

geeigneter Weise gruppiert werden. Hierzu werden Klassen von Keimradien gebildet, in denen jeweils alle Keime zusammengefasst werden, die innerhalb eines bestimmten Radienbereichs liegen. Für jede Radien-/Keimklasse wird dann durch Teilen der Anzahl aller in eine Klasse fallenden Keime durch die Summe der entsprechenden Einzelvolumina der Mittelwert der Grenzkonzentrationen dieser Keime berechnet und als neuer Konzentrationswert der jeweiligen Keimklasse verwendet. Zur graphischen Darstellung der Konzentrationsverteilung werden die Mittelwert der Grenzkonzentrationen über den Grenzen der gewählten Radienklassen aufgetragen.

Als Folge der kontinuierlichen Erhöhung des Düsenvolumenstroms während einer Einzelmessung wird bei Annahme einer vollkommen homogenen und stationären Keimverteilung am Messort die Ereignisrate mit der Messzeit zunehmen. Im Zusammenhang mit der Tatsache, dass es sich bei den mit Gleichung 3.54 berechneten Konzentrationswerten um Grenzkonzentrationen handelt, folgt daraus, dass der Konzentrationsverlauf $c(R_{0, mess})$ wie in Abbildung 3.32 schematisch angedeutet in Richtung kleiner werdender Radien monoton ansteigen muss. Dabei veranschaulicht der treppenförmige Verlauf die Einteilung der Keimradien in diskrete Klassen, während die Konzentrationsverteilung ohne diese Klassifizierung einen durch die graue Kurve angedeuteten stetigen Verlauf hätte.

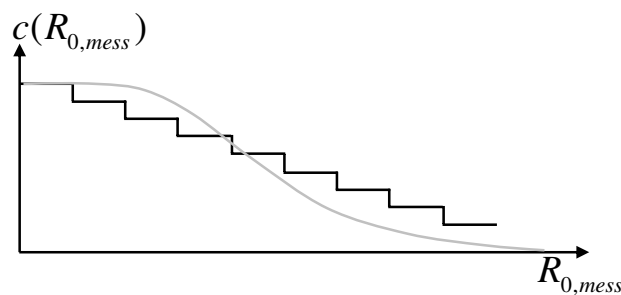


Abbildung 3.32.: Erwarteter qualitativer Konzentrationsverlauf $c(R_{0, mess})$ bei stationärer und homogener Keimverteilung

Die Einteilung der Keimklassen erfolgt basierend auf dem unter den genannten Voraussetzungen zu erwartenden monotonen Konzentrationsverlauf mithilfe eines iterativen Optimierungsalgorithmus, welcher aus zwei ineinander verschachtelten Iterationsschleifen besteht. Die äußere Iteration stellt dabei sicher, dass der resultierende Konzentrationsverlauf gemäß obiger Erklärung in Richtung kleiner werdender Keimradien monoton ansteigt. In der inneren Iterationsschleife werden die Grenzen der Radienklassen so lange verändert, bis die Maximalabweichung eines Radius innerhalb einer Klasse vom mittleren Radius der Klasse ($\hat{=}$ *Klassenradius*) einen bestimmten Grenzwert nicht mehr überschreitet. Hierzu müssen dem Auswerteprogramm lediglich die im vorangegangenen Auswertschritt um die Einzelvolumina auf sechs Spalten erweiterte Ergebnismatrix übergeben und über eine sich nach dem Start des Programms öffnende Eingabemaske die für alle Keimklassen universell geltende maximal zulässige Abweichung vom Klassenradius ($\hat{=}$ maximal zulässige *Radiusabweichung*) angegeben werden.

Die genaue Funktionsweise des automatisch ablaufenden Algorithmus ist die folgende. Zunächst wird die beim Start des Programms noch chronologisch aufgebaute Ergebnismatrix aufsteigend nach dem Keimradius sortiert. Beginnend bei einer Radienklassenanzahl von eins und einer zulässigen Radiusabweichung (\cong *Toleranz*) von $\pm 5\%$, wird mit jedem Iterationsschritt der inneren Iteration die Klassenanzahl so lange jeweils um eins erhöht, bis die maximale Radiusabweichung innerhalb der Toleranz liegt. Dabei werden die Grenzen der Keimklassen so gewählt, dass diese stets logarithmisch äquidistant sind und die Konzentrationswerte der Radienklassen werden nach der oben beschriebenen Methode in jedem Iterationsschritt neu berechnet. Ist das Toleranzkriterium erfüllt, so ist der innere Iterationsprozess zunächst beendet und in der äußeren Iterationsschleife wird überprüft, ob der aktuelle Konzentrationsverlauf mit kleiner werdendem Keimradius monoton ansteigt. Ist auch dieses Kriterium erfüllt, so wird der Iterationsvorgang beendet und der ermittelte Verlauf als endgültige Konzentrationsverteilung verwendet. Erfüllt der vorliegende Verlauf das Monotoniekriterium nicht, so wird die Toleranz um fünf Prozentpunkte erhöht und, nach Zurücksetzen der Klassenanzahl auf eins, der innere Iterationsprozess mit dieser vergrößerten Toleranz erneut gestartet. Dabei wird die Toleranz innerhalb des äußeren Iterationsvorgangs so oft erhöht, bis entweder das Monotoniekriterium erfüllt ist oder die Toleranz die beim Aufruf des Programms angegebene maximal zulässige Radiusabweichung erreicht hat. Ist der Konzentrationsverlauf auch dann noch nicht monoton, so wird der nach dem letzten Iterationsschritt aktuelle Verlauf ausgegeben und es muss untersucht werden, warum die Keimverteilung in Richtung kleiner werdender Radien nicht ansteigt.

Zusätzlich zur Ermittlung der Keimverteilung wird in diesem Auswerteschritt für jeden Messbereich des standardisierten Messablaufs der Mittelwert der im jeweiligen Bereich gemessenen Zugfestigkeiten berechnet. Diese mittleren Zugfestigkeiten können dann z.B. für die in Kapitel 2.1.2 angesprochene Korrektur der Kavitationszahl verwendet werden.

Darüber hinaus stellt die durch den Einsatz der In-situ-Düse gegebene Möglichkeit der Ermittlung des Zusammenhangs zwischen der Zugfestigkeit und der nach Gleichung 3.55 bzw. 3.56 definierten Kavitationszahl, in Verbindung mit dem zunehmenden Einsatz numerischer Strömungssimulationen bei der Auslegung hydraulischer Strömungsmaschinen, einen interessanten Ansatz für die Verknüpfung von experimentellen und numerischen Methoden dar. Gleichung 3.55 gibt dabei die auf das Druckminimum innerhalb eines abgegrenzten Strömungsgebietes bezogene Kavitationszahl an (\cong *minimale Kavitationszahl*), welche beispielsweise für die In-situ-Düse durch Einsetzen der im engsten Querschnitt vorliegenden Strömungsgrößen gebildet wird. Die nach Gleichung 3.56 definierte Kavitationszahl stellt dagegen eine Art Spezialfall der minimalen Kavitationszahl dar. Wegen des zu ihrer Bildung verwendeten kritischen Flüssigkeitsdrucks wird sie als *kritische Kavitationszahl* bezeichnet und gibt den durch das Auftreten eines einzelnen Kavitationsereignisses im engsten Querschnitt der Düse definierten Kavitationsbeginn an. Zur graphischen Veranschaulichung der beiden Kavitationszahlen sind in Abbildung 3.33 der während einer Einzelmessung ermittelte Zeitverlauf der minimalen Kavitationszahl sowie die aus allen Zugfestigkeitswerten einer Messreihe berechneten mittleren Zugfestigkeiten über der kritischen Kavitationszahl dargestellt. Zusätzlich zu den messbereichsgemittelten Zugfestigkeitswerten, welche sich durch Mittelung sämtlicher Werte aus allen fünf Einzelmessungen eines Messbereichs ergeben, wurden hier auch die jeweils über alle Zugfestigkeitswerte einer Einzelmessung *einfach gemittelten* Werte aufgetragen.

$$\sigma_{min} = \frac{p_{min} - p_v(T_\infty)}{\frac{\rho}{2} u_{eng}^2} \quad (3.55)$$

$$\sigma_{i,krit} = \frac{p_{krit,\infty} - p_v(T_\infty)}{\frac{\rho}{2} u_{eng}^2} \quad (3.56)$$

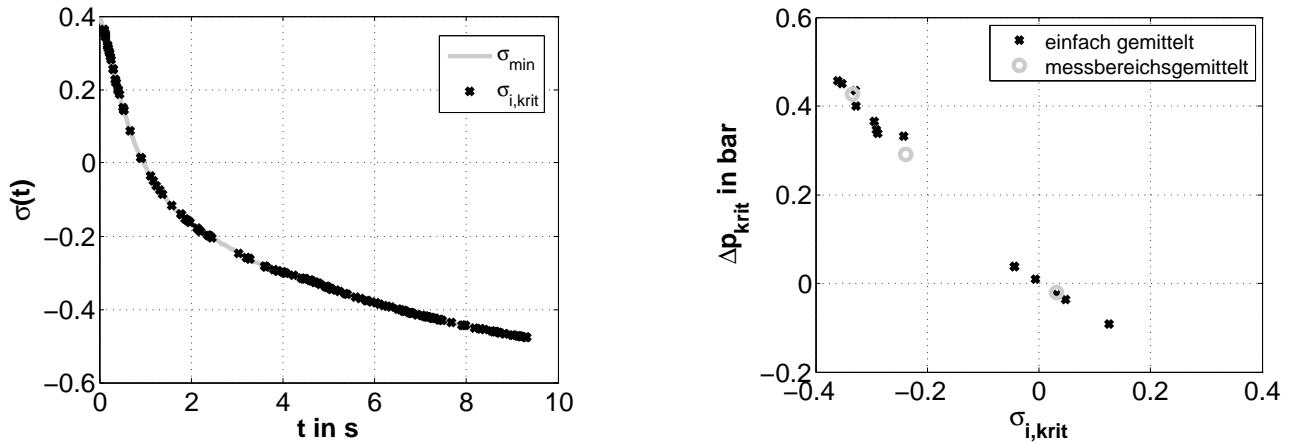


Abbildung 3.33.: links: Verlauf von $\sigma_{min}(t)$ während einer Einzelmessung
rechts: mittlere Zugfestigkeit in Abhängigkeit der kritischen Kavitationszahl

Durch die Verwendung numerischer Strömungssimulationen zur Lokalisierung des jeweiligen Druckminimums lässt sich prinzipiell für jede beliebige Strömungsgeometrie die minimale Kavitationszahl ermitteln. Somit ist eine direkte Vergleichbarkeit zwischen der mittels Strömungssimulation ermittelten minimalen Kavitationszahl innerhalb eines Rechengebietes und der durch die In-situ-Düsen-Messungen bestimmten kritischen Kavitationszahl und damit dem Kavitationsbeginn gegeben. Dadurch kann erstmalig unter Berücksichtigung auch des Einflusses der kavitationsspezifischen Flüssigkeitseigenschaften für eine beliebige Strömungsgeometrie mit einer von der Genauigkeit der Messung und der Strömungsberechnung abhängigen Wahrscheinlichkeit vorhergesagt werden, ob es in einem vorgegebenen Strömungszustand innerhalb des Strömungsgebietes zu Kavitation kommen wird (vgl. [65]).

3.11.2.5. Berechnung der Konzentration an Pseudokavitationskeimen

Wie in Kapitel 3.8 erläutert, basiert das Messprinzip auf der Annahme kugelförmiger, mit Luft und Dampf gefüllter Mikroblasen. Zur Berechnung der Keim- bzw. Blasengröße ist dabei die Kenntnis der Masse und des Partialdrucks der Luft im Keim erforderlich. Die neben der statischen Gleichgewichtsbeziehung für einen Keim hierzu benötigte zweite Gleichung ist die für die Luftmasse im Keim, welche ihrerseits wiederum die Kenntnis der Zugfestigkeit erfordert. Das Gleichungssystem

ist nur dann lösbar, wenn die Zugfestigkeit positiv, der kritische Druck der Blase also kleiner als der Dampfdruck ist. Der kritische Druck einer Pseudokavitationsblase ist jedoch stets größer als der Dampfdruck und folglich ist die Berechnung der Größe einer solchen Blase ohne Kenntnis entweder des Blaseninnendrucks oder der Luftmasse nicht möglich. Demzufolge kann für die Pseudokavitationskeime keine Größenverteilung ermittelt werden. Durch Bilden des Quotienten aus der Anzahl aller festgestellten Pseudokavitationsereignisse und der Summe der analog zum Vorgehen bei den Dampfkavitationsereignissen mit Gleichung 3.53 berechneten Einzelvolumina kann jedoch zumindest die Gesamtkonzentration an Pseudokavitationskeimen berechnet werden und durch Vergleich mit der Gesamtkonzentration der Dampfkeime wichtige Zusatzinformationen über die Wasserqualität liefern.

4. Hydraulische Versuchseinrichtung

4.1. Aufbau des Radialpumpenprüfstands

Die experimentellen Untersuchungen der Versuchsflüssigkeit Wasser mit dem In-situ-Messsystem wurden an einem hydraulischen Pumpenversuchsstand durchgeführt, der auch schon in mehreren vorangegangenen Forschungsvorhaben verwendet wurde. Es handelt sich dabei um einen geschlossenen Radialpumpenprüfstand, welcher als Besonderheit über zwei getrennte Kreisläufe verfügt, zwischen denen mithilfe von entsprechenden Absperrventilen innerhalb kurzer Zeit umgeschaltet werden kann. Abbildung 4.1 zeigt eine Bildschirmansicht des 3-D CAD Modells des Prüfstands und weiter unten in Abbildung 4.5 ist das hydraulische Anlagenschema des Versuchsstands mit den beiden darin eingebauten In-situ-Düsen dargestellt.

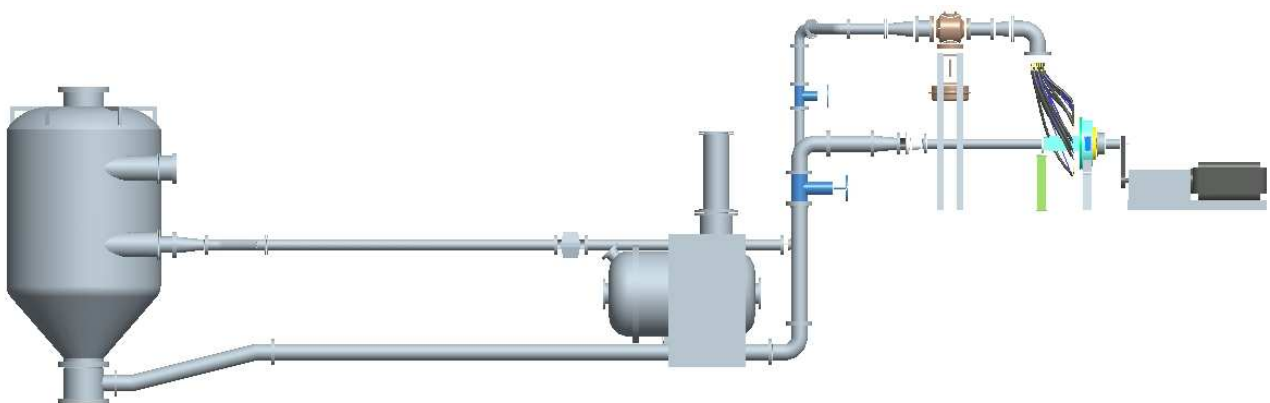


Abbildung 4.1.: Aufbau des Radialpumpenprüfstands

Die beiden Prüfstandskreisläufe sind unterschiedlich lang und haben jeweils ihren eigenen Vorratsbehälter. Der Behälter des langen Kreislaufrs ist mit einem Volumen von $V_{gr} \approx 8,8 \text{ m}^3$ etwa achtmal so groß wie der des kurzen Kreislaufrs, so dass der Versuchsstand mit unterschiedlichen Flüssigkeitsvolumina betrieben werden kann. Darüber hinaus unterscheiden sich die beiden Tanks, wie in Abbildung 4.1 zu sehen ist, sowohl in ihrer Geometrie, als auch in der relativen Lage der zu- und abführenden Leitungen. Es ist somit zu erwarten, dass sich auch bei gleichen Anlagenbetriebspunkten qualitativ unterschiedliche Durchströmungen der beiden Behälter ergeben werden, was wiederum unter Umständen eine Beeinflussung der Keimverteilung in der gesamten Anlage zur Folge haben kann. In diesem Zusammenhang haben mehrere Untersuchungen an verschiedenen Kavitationsversuchsständen wie z.B. von Knapp et al. [57], Gates und Acosta [41], Billet und Gates [11] oder von Weitendorf [95] gezeigt, dass die konkrete Anlagen- bzw. Rohrleitungskonfiguration qualitativen und

quantitativen Einfluss auf den Keimgehalt und damit auf den Kavitationsbeginn bzw. das Kavitationsverhalten der Anlage haben kann.

Aus den Kreislaufvolumina von $V_{gr} \approx 8,8 \text{ m}^3$ bzw. $V_{kl} \approx 1,1 \text{ m}^3$ ergeben sich im Auslegungspunkt der Versuchspumpe ($Q_{Anl.} = 125 \text{ m}^3/\text{h}$) unter der Annahme eines vollständigen Umlaufs des gesamten sich im Tank befindenden Flüssigkeitsvolumens Verweilzeiten von $t_{lg} \approx 4 \text{ min } 13 \text{ s}$ bzw. $t_{kz} \approx 32 \text{ s}$. Da sowohl das Flüssigkeitsvolumen als auch die Umlaufzeit Anlagenparameter sind, die Einfluss auf den Keimgehalt des Wassers haben, bietet der Radialpumpenprüfstand die idealen Voraussetzungen zur Untersuchung dieser Einflüsse.

Die Versuchspumpe besitzt ein radiales geschlossenes Laufrad mit einer spezifischen Drehzahl von $n_s = 26 \text{ min}^{-1}$. Zur Gewährleistung einer gleichmäßigen stationären Strömung ist das Laufrad in ein Ringgehäuse eingebaut, aus dem das Fördermedium Wasser über insgesamt 12 in gleichem Abstand am Umfang angebrachte Schlauchleitungen in eine Sammelleitung abgeführt wird. Die Auslegungsdrehzahl der Pumpe liegt bei 1750 min^{-1} , bei der im Optimum ein Volumenstrom von $125 \text{ m}^3/\text{h}$ gefördert und eine statische Förderhöhe von 28 m geliefert wird. Im Unterschied zur totalen Förderhöhe wird zur Bildung der statischen Förderhöhe statt der totalen die statische Druckdifferenz zwischen Ein- und Austritt der Pumpe verwendet (Gleichung 4.1). Der Antrieb der Pumpe erfolgt durch einen frequenzgesteuerten Asynchronmotor, wobei das Drehmoment über einen Zahnriementrieb auf die Pumpenwelle übertragen wird. Um das Kavitationsgeschehen in der Pumpe beobachten zu können, sind die Deckscheibe des Laufrads, der vordere Deckel des Ringgehäuses und das mit dem Eintritt in die Pumpe endende letzte Stück der Saugleitung, welches im Folgenden als *Sichtstrecke* bezeichnet wird, aus Plexiglas gefertigt (siehe Abbildung 4.2).

$$H_{stat} = \frac{p_{aus} - p_{ein}}{\rho g} \quad (4.1)$$

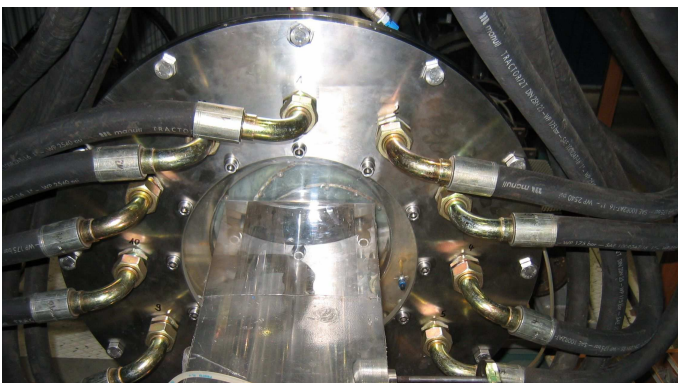


Abbildung 4.2.: links: Einlaufbereich der Versuchspumpe
rechts: ausgebautes Laufrad der $n_s 26$ (Quelle [5])

4.2. Messtechnik am Radialpumpenprüfstand

Der Versuchsstand ist messtechnisch mit drei statischen Drucksensoren, einem Drehzahlsensor, einem Temperatursensor sowie jeweils einem MID für jeden Kreislauf ausgestattet. Eine Liste der einzelnen Sensoren ist in Tabelle 4.1 aufgeführt. Damit können alle zur Beschreibung des Pumpen- bzw. Anlagenbetriebspunktes benötigten direkten und abgeleiteten hydrodynamischen Größen erfasst werden. Die aus den in Tabelle 4.1 aufgelisteten direkten Messgrößen berechneten indirekten Größen sind:

- Fördergrad der Anlage
- Strömungsgeschwindigkeit in der Sichtstrecke
- NPSHA Wert (bezogen auf den Pumpeneintritt)
- Kavitationszahl (bezogen auf den Pumpeneintritt)
- statische Förderhöhe
- statische Förderhöhe im kavitationsfreien Referenzzustand
- Förderhöhenabfall.

Messgröße	Sensortyp	Hersteller	Rohsignal	Messber.	Genauigkeit
Eintrittsdruck Pumpe	Absolutdruck	Keller, PAA 23	0-10 V	0-5 bar	$\pm 0,5\%$
Austrittsdruck Pumpe	Absolutdruck	Keller, PAA 23	0-10 V	0-10 bar	$\pm 0,5\%$
Druck Druck- leitung	Absolutdruck	Keller, PAA 23	0-10 V	0-5 bar	$\pm 0,5\%$
Drehzahl Pumpe	Inkremental- geber	LEROY SOMER, Mot3~ LS280MP-T	0-10 V	0-2500 min ⁻¹	k. A.
Temperatur	resistiv	PT100	4-20 mA	0-60 °C	k. A.
Volumenstrom langer Kl.	MID	Fisher & Porter, 10 D DK1425B	0-20 mA	0-420 m ³ /h	$\pm 0,5\%$
Volumenstrom kurzer Kl.	MID	ABB, SE41F	0-20 mA	0-420 m ³ /h	$\pm 0,5\%$

Tabelle 4.1.: Messtechnik des Radialpumpenprüfstands

Die Datenerfassung erfolgt mithilfe einer zweiten Ausführung der auch für die Aufzeichnung der Messgrößen der In-situ-Düse verwendeten portablen USB Messkarte, die an einen separaten Messrechner angeschlossen wird. Die softwareseitige Datenverarbeitung erfolgt ebenfalls wieder in *MATLAB* mit einem eigens für diesen Versuchsstand geschriebenen Messprogramm. Es besteht im Wesentlichen aus einer graphischen Benutzeroberfläche, in der bei laufender Versuchspumpe im Standardmodus (\cong Anzeigemodus) alle interessierenden Anlagengrößen in einer Endlosschleife zyklisch

ausgelesen und die zeitlich gemittelten Werte numerisch angezeigt werden (siehe Abbildung 4.3). Durch Betätigung einer entsprechenden Schaltfläche innerhalb der graphischen Benutzeroberfläche wechselt das Programm in den Messmodus, in dem die Zeitsignale aller Anlagenparameter über einen vom Benutzer definierbaren Zeitraum von maximal etwa 30 Sekunden aufgezeichnet werden. Nach Beendigung der Aufzeichnung werden die Zeitverläufe der Messgrößen graphisch dargestellt und das Programm wechselt automatisch wieder in den Anzeigemodus.

Messwerte		Berechnete Werte	
p_ein [bar]	1.0	NPSH [m]	10.45
p_aus [bar]	3.8	Sigma	20.77
n [1/min]	1750	H_tot [m]	-
Q [m³/h]	125	H_stat [m]	28
q [-]	1.0	H_o.K. [m]	28
c [m/s]	3.07	H_abfall [%]	0
p_beh [bar]	0.07	T [°C]	23.2
p_druck [bar]	1.5	Fuellst [%]	40

Messwerte Speichern als: ☒ Mat-File ☐ Ascii-Format

Dateiname:

Messen **Programm beenden**

Abbildung 4.3.: Graphische Benutzeroberfläche zur Anzeige und Aufzeichnung der Anlagengrößen

4.3. Einbau der In-situ-Düse in den Radialpumpenprüfstand

Die In-situ-Düse wird direkt in die Rohrleitung an der interessierenden Stelle der Anlage eingebaut. Zur Untersuchung der Einflüsse unterschiedlicher Düsenrandbedingungen am Radialpumpenprüfstand wurde die eine Düsenausführung auf der Saugseite und die andere auf der Druckseite der Versuchspumpe montiert. Die saugseitige Einbauposition befindet sich in der Sichtstrecke ca. 200 mm vor dem Pumpeneintritt, so dass die Düse auch um 180° gedreht gegenüber der Standardinbauposition montiert werden kann und die Absaugung des Düsenvolumenstroms somit sowohl im Gleich- als auch im Gegenstrom möglich ist.

Auf der Druckseite befindet sich die Einbauposition in dem Rohrstück zwischen dem Krümmer, in dem die Zusammenführung der Teilströme aus den Schläuchen erfolgt und dem Drosselventil der Anlage. Die Einbauposition wurde dabei bewusst stromauf des Ventils gewählt, um einer möglichen Beeinflussung der am Düsen Eintritt vorliegenden Keimverteilung z.B. durch Kavitation innerhalb des Ventils bei gedrosseltem Anlagenvolumenstrom vorzubeugen. Es wird hier deshalb ausdrücklich darauf hingewiesen, da für den Betrieb der Versuchspumpe im Optimum aufgrund der geringen Anla-

genverluste bei beiden Kreislaufkonfigurationen eine Drosselung des Anlagenvolumenstroms erforderlich ist. Hierzu muss das Drosselventil um ca. 30% geschlossen werden, so dass es in diesem Betriebszustand bereits zu deutlich hörbarer Kavitation im Ventil kommt. Abbildung 4.4 zeigt die beschriebenen Einbaupositionen der beiden In-situ-Düsen.

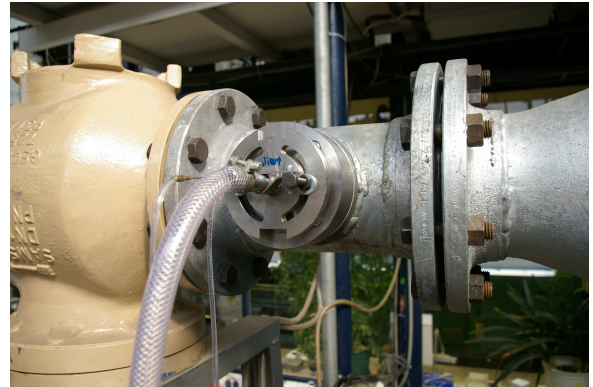
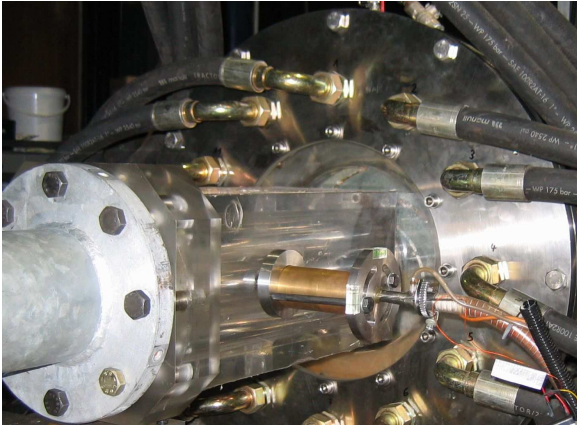


Abbildung 4.4.: Einbaupositionen der beiden Ausführungen der In-situ-Düse im Radialpumpenprüfstand
links: Saugseite
rechts: Druckseite

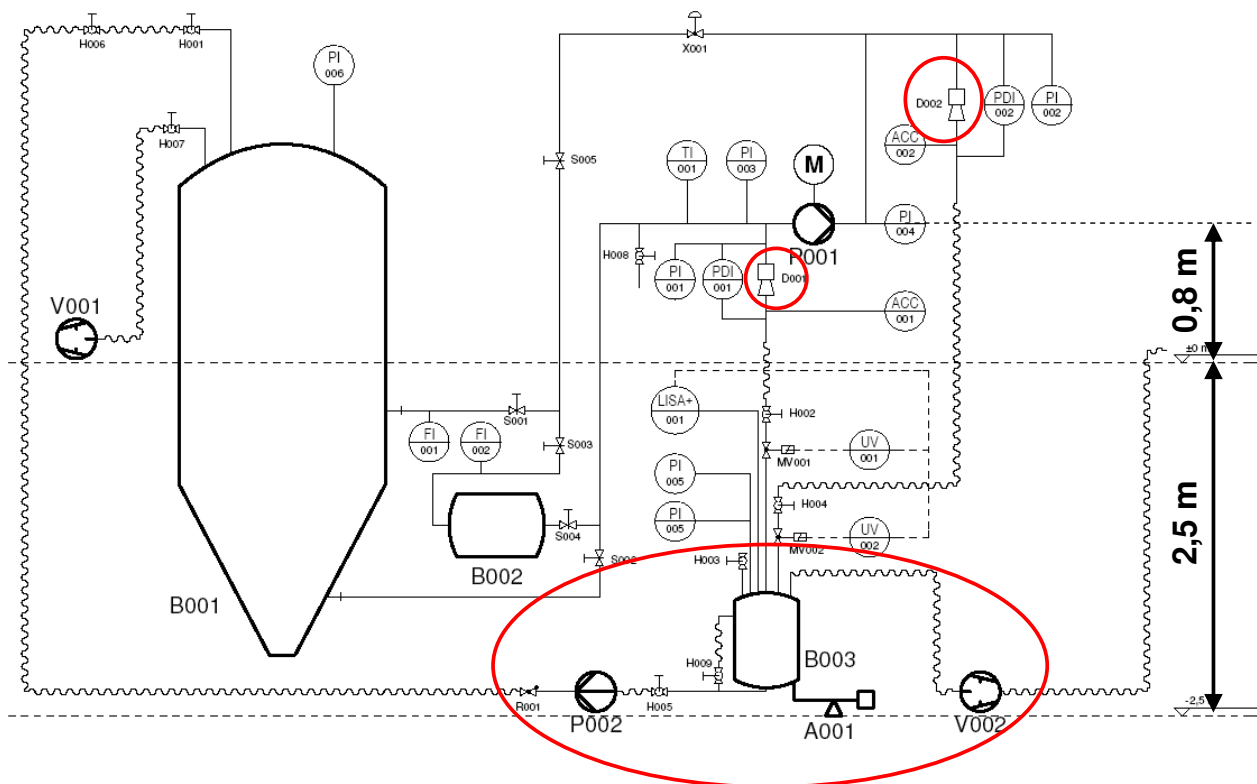


Abbildung 4.5.: Anlagenschema des Radialpumpenprüfstands

In Abbildung 4.5 ist der Hydraulikplan der Versuchsanlage dargestellt. Die eingekreisten Komponenten markieren dabei die beiden In-situ-Düsen sowie die dazugehörige Absaugeinheit. Wie aus der Abbildung ersichtlich ist, ist der Vakuumbehälter des In-situ-Messsystems ca. 2,5 m unterhalb des Hallenniveaus in dem sich unter dem Prüfstand befindenden Gerinne aufgestellt, so dass gegenüber der Sichtstrecke des Versuchsstands eine geodätische Höhendifferenz von ungefähr 3 m besteht. Die damit einhergehende Erhöhung der für den Absaugvorgang maßgeblichen treibenden Druckdifferenz um ca. 0,3 bar wurde benötigt, um auch bei den im Rahmen der durchgeführten Abreißversuche mit der Versuchspumpe vorherrschenden niedrigen saugseitigen Anlagendrücken noch einen für Kavitation in der Düse ausreichenden Absaugvolumenstrom zu erreichen. Auf den Betrieb der druckseitigen Düse hat dies keine Auswirkungen, da die zur Verfügung stehende Druckdifferenz zwischen Düseneintritt und Vakuumbehälter aufgrund des wesentlich höheren Druckniveaus in allen Betriebspunkten hier sogar noch eine Reserve beinhaltet.

5. Messung der Keimverteilung im Radialpumpenprüfstand

5.1. Vorgehensweise

Die experimentellen Untersuchungen am Radialpumpenprüfstand gliedern sich in zwei getrennt voneinander zu betrachtende Teile. Im ersten Teil wurden unter Variation des Anlagenbetriebspunktes mit den beiden In-situ-Düsen verschiedene Messreihen durchgeführt, die in erster Linie zur Verifikation der Funktionsweise des In-situ-Messsystems dienen (vgl. auch [46]). Im zweiten Teil wurde das Messsystem dann eingesetzt, um im Rahmen eines speziellen Versuchsprogramms zur Untersuchung des Kavitationsbeginns und zu Zuständen unterschiedlich fortgeschrittener Kavitation in der Versuchspumpe die kavitationsspezifischen Eigenschaften des Anlagenwassers zu bestimmen.

5.2. Verifikation der Grundfunktion des In-situ-Messsystems

Zur Überprüfung der Grundfunktion der In-situ-Düse wird zunächst eine bei Standarddüsenrandbedingungen und leicht übersättigtem Anlagenwasser ($f \approx 105\text{-}115\%$) auf der Saugseite der Versuchspumpe nach dem standardisierten Messablauf durchgeführte Zugfestigkeitsmessung betrachtet. In Abbildung 5.1 links ist hierzu die nach den in Kapitel 3.11 beschriebenen Auswerteschritten aus einer Messreihe mit 15 Einzelmessungen ermittelte Konzentrationsverteilung dargestellt. Das Konvergenzkriterium des zur Ermittlung des Konzentrationsverlaufs verwendeten Optimierungsalgorithmus wurde hier bei einer Toleranz von 90% erfüllt, was im konkreten Fall auf nur zwei Keimklassen führt, deren Klassenradien bei 59 und 4,4 μm liegen. Im rechten Teil der Abbildung ist ein Vergleich der Konzentrationsverteilung aus dem linken Bild und der sich aus einer mehrmaligen Wiederholung der Messreihe ergebenden Verteilung dargestellt. Diesem zweiten Verlauf liegen insgesamt fünf Messreihen à 15 Einzelmessungen zugrunde. Anhand dieser Gegenüberstellung wird deutlich, dass die Erhöhung der Anzahl an Einzelmessungen von fünf auf 15 pro Messbereich keine Erhöhung der Genauigkeit des Messergebnisses liefert. Zwar wurden dadurch mehr Keime im Bereich $R_{0,mess} > 100 \mu\text{m}$ festgestellt, infolgedessen führt die Einhaltung der Monotoniebedingung jedoch nur auf eine einzige Radienklasse mit einem mittleren Radius von 312 μm . Darüber hinaus ist in diesem Fall das Konvergenzkriterium des Auswertalgorithmus sogar erst bei einer Toleranz von 100% erfüllt.

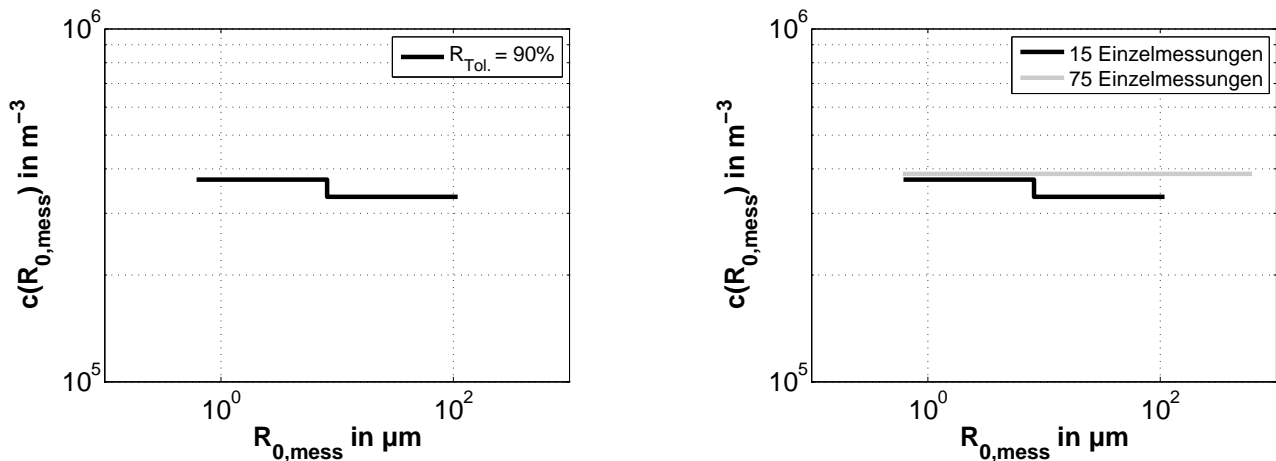


Abbildung 5.1.: Konzentrationsverteilung bei Standarddüsenrandbedingungen

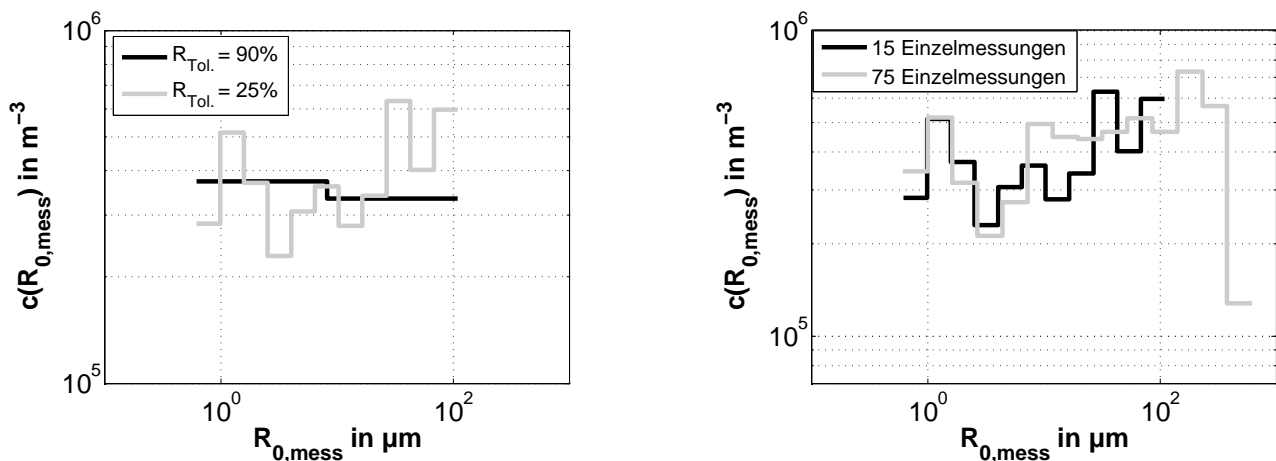
links: 1 Messreihe à 15 Einzelmessungen; $R_{Tol.} = 90\%$ rechts: 1 bzw. 5 Messreihe(n) à 15 Einzelmessungen; $R_{Tol.} = 90$ bzw. 100% 

Abbildung 5.2.: Einfluss der maximal zulässigen Radiusabweichung auf die Konzentrationsverteilung

links: 1 Messreihe à 15 Einzelmessungen; $R_{Tol.} = 90$ bzw. 25% rechts: 1 bzw. 5 Messreihe(n) à 15 Einzelmessungen; $R_{Tol.} = 25\%$

Entsprechend den Ausführungen in Kapitel 3.11.2.4 ist zu erwarten, dass die in Abbildung 5.1 gezeigten Konzentrationsverläufe insofern das bestmögliche Ergebnis darstellen, als dass die Eingabe eines geringeren Wertes für die maximal zulässige Radiusabweichung beim Start des Auswerteprogramms zu einer Verletzung des Monotoniekriteriums führen müsste. Dies wird durch die aus einer Verringerung dieses Eingabeparameters von 100 auf 25% resultierenden, in Abbildung 5.2 links gezeigten Konzentrationsverteilung bestätigt, so dass als Fazit zunächst die korrekte Funktionsweise des Auswertalgorithmus festgehalten werden kann. Darüber hinaus macht der erneute Vergleich der beiden aus einer unterschiedlichen Anzahl an Einzelmessungen resultierenden Konzentrationsverteilungen im rechten Teil der Abbildung deutlich, dass eine Abweichung vom standardisierten

Messablauf keine wesentliche Änderung des Ergebnisses mit sich bringt. Abgesehen von diesem insgesamt als positiv zu bewertenden Ergebnis stellt sich damit jedoch die Frage nach den Ursachen für die Abweichung der gemessenen Konzentrationsverteilung von dem in Kapitel 3.11.2.4 beschriebenen erwarteten Konzentrationsverlauf.

5.2.1. Bewertung der gemessenen Keimverteilung

Das im vorangegangenen Abschnitt diskutierte Ergebnis einer Zugfestigkeitsmessung bei Standarddüsenrandbedingungen zeigt, dass sich unter Einhaltung des Monotoniekriteriums nur eine grobe Klassifizierung der Keimradien ergibt. Demnach liegen unter Umständen sämtliche während des Messvorgangs detektierten Keime innerhalb einer einzigen Radienklasse, was konsequenterweise auf einen konstanten Konzentrationswert für das gesamte Keimgrößenspektrum führt. Zwar kann durch Herabsetzen der maximal zulässigen Radiusabweichung eine feinere Einteilung der Radienklassen erreicht werden, dies hat jedoch zur Folge, dass der daraus ermittelte Konzentrationsverlauf nicht mehr monoton in Richtung kleiner werdender Keime ansteigt. Gemäß den Ausführungen in Kapitel 3.11.2.4 ist dieses Ergebnis nicht plausibel und muss daher näher untersucht werden.

Im Folgenden werden die möglichen Ursachen für die durch eine Erhöhung der Anzahl der Radienklassen entstehende Abweichung zwischen gemessenem und erwartetem Konzentrationsverlauf erörtert. Es sei ausdrücklich darauf hingewiesen, dass diese Liste möglicher Gründe keinen Anspruch auf Vollständigkeit erhebt, sondern nur die im Rahmen dieser Arbeit auch überprüfbaren bzw. die vom Autor für am wahrscheinlichsten gehaltenen Ursachen umfasst.

Die möglichen Ursachen für die fehlende Monotonie des Konzentrationsverlaufs sind:

- Fehlerhafte Auswertung
- Keimsättigung im engsten Querschnitt bzw. innerhalb des Messvolumens und infolgedessen ausbleibende Detektion kleiner Keime
- räumlich inhomogene Keimverteilung in der Anlage bzw. Änderung der Keimverteilung während des Messvorgangs
- instationäre Keimverteilung in der Anlage bzw. Änderung der Keimverteilung während des Messvorgangs

Die prinzipiell an erster Stelle zu nennende mögliche Ursache für die teilweise fehlende Monotonie der aus dem Messvorgang abgeleiteten Keimverteilung ist ein Fehler bei der Berechnung der Konzentrationswerte bei der Auswertung der Messungen. Durch die Vergleiche der aus einer Veränderung der Eingabeparameter des Auswertalgorithmus resultierenden Konzentrationsverteilungen im vorangegangenen Abschnitt können Fehler im Rahmen der Auswertung jedoch definitiv ausgeschlossen werden.

Die danach am wahrscheinlichsten erscheinende Ursache ist eine z.B. von d'Agostino et al. in [34] beobachtete Keimsättigung des Messvolumens bei großen Volumenströmen und damit kleinen Keimen. Unter der Voraussetzung, dass sich die reale Keimverteilung am Eintritt der In-situ-Düse nicht ändert, steigen die Ereignisrate und damit auch die Detektionsrate mit der Erhöhung des Volumenstroms an (siehe Kapitel 3.9.2.1 bzw. 3.11.1.1). Aufgrund der maximal erreichbaren Detektionsrate von 200 Hz ist auch die messbare Keimkonzentration begrenzt. Bei Standarddüsenrandbedingungen und dem bei Eintritt von Vollkavitation vorliegenden Absaugvolumenstrom von ca. 7,4 l/min liegt diese bei einem Wert von $1,63 \cdot 10^6 \text{ m}^{-3}$. Wird infolge einer entsprechenden Keimverteilung am Düsen Eintritt die maximale Detektionsrate erreicht, so kann der Konzentrationsverlauf nicht weiter ansteigen und stagniert. Abgesehen von der Tatsache, dass bei den oben gezeigten Messungen die maximal messbare Konzentration nicht erreicht wurde und somit während der Messung noch keine Keimsättigung vorgelegen haben kann, lässt die keinesfalls nur stagnierende Konzentration, sondern vielmehr deren mehrfach zu erkennender Abfall in Richtung kleiner werdender Keime vermuten, dass sich die Keimverteilung während des Messvorgangs geändert hat.

In Anbetracht der Tatsache, dass der in Abbildung 3.32 gezeigte theoretisch zu erwartende Konzentrationsverlauf auf der Annahme basiert, dass sich die Keimverteilung während des Messvorgangs nicht ändert, ist die wahrscheinlichste Ursache für die Abweichung des gemessenen Konzentrationsverlaufs somit eine räumlich inhomogene und/oder instationäre Keimverteilung am Düsen Eintritt.

5.3. Einsatz des In-situ-Messsystems bei Abreißversuchen

5.3.1. Versuchsprogramm

Das entwickelte Versuchsprogramm zur Untersuchung der kavitationsspezifischen Eigenschaften des Anlagenwassers umfasst Experimente zum Kavitationsbeginn und zu Zuständen unterschiedlich fortgeschrittener Kavitation in der Versuchspumpe. Der Kavitationsbeginn im Laufrad wurde dabei durch visuelle Beobachtung detektiert und daraus der zugehörige Wert NPSHR_i bestimmt. Im Falle fortgeschrittener Kavitation wurden ebenfalls durch visuelle Beobachtungen Lage und Ausdehnung der Kavitationszonen im Laufrad bestimmt und für die unterschiedlichen Kavitationsausprägungen der jeweilige NPSH Wert ermittelt. Zur Bestimmung der Abhängigkeit der Pumpenförderhöhe vom NPSH Wert wurden Förderhöhenabfallkurven (Abreißkurven) aufgenommen und die NPSHR Werte für einen definierten Förderhöhenabfall (üblicherweise 3%) bestimmt. Die Versuche wurden dabei unter Variation der Parameter

- Fördergrad $\frac{Q}{Q_{opt}}$
- Gasgehalt des Wassers
- Keimgehalt des Wassers
- und Verweilzeit

durchgeführt. Eine Übersicht des gesamten Versuchsprogramms ist in Tabelle 5.1 gegeben. Parallel zu den Kavitationsuntersuchungen an der Versuchspumpe wurden unter Anwendung des in Kapitel

3.10.2 beschriebenen Verfahrens bei allen Anlagenmessungen mit beiden Düsenausführungen Zugfestigkeitsmessungen durchgeführt.

variierender Parameter	Werte	konstante Parameter
Luftgehalt		$n = 1750 \text{ min}^{-1}$ $Q = Q_{opt}$ großer Kreislauf
α_1	untersättigt	
α_2	übersättigt	
Betriebspunkt		$n = 1750 \text{ min}^{-1}$ $\alpha = \text{konst.}$ großer Kreislauf
Q_1	$Q = 0,8 Q_{opt}$	
Q_2	$Q = Q_{opt}$	
Q_3	$Q = 1,2 Q_{opt}$	
Verweilzeit		$n = 1750 \text{ min}^{-1}$ $Q = Q_{opt}$ $\alpha = \text{konst.}$
t_1	großer Kreislauf	
t_2	kleiner Kreislauf	

Tabelle 5.1.: Versuchsprogramm mit den variierenden und jeweils konstant zu haltenden Parametern

Die Variation der oben genannten Anlagenparameter war ein wesentlicher Aspekt bei der Erprobung des im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Verfahrens zur Detektion von kavitationsinduzierenden Keimen und hätte somit, unabhängig von den Untersuchungen an der Versuchspumpe, in jedem Fall durchgeführt werden müssen. In Anbetracht dieser Tatsache wird auf eine detaillierte Diskussion der Untersuchungsergebnisse zum Kavitationsverhalten der Versuchspumpe in dieser Arbeit verzichtet und im weiteren Verlauf nur auf die erarbeitete Vorgehensweise zur Durchführung von Zugfestigkeitsmessungen bei Abreißversuchen sowie auf die Untersuchungen mit dem In-situ-Messsystem eingegangen.

5.3.2. Standardisierter Messablauf bei Abreißversuchen

Aufbauend auf dem für Messungen mit dem In-situ-Messsystem anzuwendenden standardisierten Messablauf wurde für die im Rahmen des Versuchsprogramms aus Tabelle 5.1 durchgeführten Messungen der Förderhöhenabfallkurven ebenfalls eine standardisierte Versuchsdurchführung entwickelt, die in den folgenden Abschnitten beschrieben wird.

Wegen den zeitgleich zur Aufnahme der Abreißkurven stattfindenden Zugfestigkeitsmessungen wäre es aus zwei Gründen nicht sinnvoll gewesen, an jedem Punkt der Abreißkurve auch einen Messpunkt für die Zugfestigkeit anzusetzen. Erstens ist ein solcher Versuch durch das Volumen des Vakuumbehälters beim Betrieb beider Düsen auf vier Zugfestigkeitsmesspunkte begrenzt, so dass der Vakuumbehälter vor der Fortsetzung des Messvorgangs erst wieder entsprechend der in Kapitel 3.10.2 beschriebene Prozedur vorbereitet werden muss. Da eine Abreißkurve durchschnittlich aus etwa 24 Messpunkten zusammengesetzt wird und zur Gewährleistung jeweils konstanter Randbedingungen am Düseneintritt sowohl während der Zugfestigkeitsmessungen, als auch während der

Vorbereitung des Vakuumbehälters die Absenkung des NPSH Wertes im Versuchskreislauf angehalten werden muss, würde dies einen mehrstündigen Aufwand für die Aufnahme einer einzigen Abreißkurve bedeuten, was für die praktische Durchführung natürlich nicht realisierbar ist. Zweitens hat wegen der direkten Abhängigkeit sowohl des gelösten Luftgehalts als auch der Keimverteilung vom statischen Druck jede Geschwindigkeitsänderung bzw. mehrminütige Unterbrechung bei der NPSH Wert Absenkung eine Änderung des Abreißverhaltens der Pumpe zur Folge, weshalb Abreißversuche grundsätzlich innerhalb eines möglichst kurzen Zeitraums in sich abgeschlossen werden sollten. Aus diesen Gründen muss die Anzahl der Zugfestigkeitsmesspunkte auf eine Vakuumbehälterfüllung, also auf vier Messpunkte, begrenzt werden.

Die Messung der Zugfestigkeit erfolgt strategisch in den Punkten der Abreißkurve, die für die Beurteilung des Kavitationsverhaltens der Versuchspumpe bzw. für die Untersuchung des Einflusses der Pumpe auf Zugfestigkeit und Keimverteilung von besonderem Interesse sind. Dies sind die vier Punkte kavitationsfreier Referenzpunkt bei ca. 50% des Umgebungsdrucks, Kavitationsbeginn bis 1%iger Förderhöhenabfall, 3%iger Förderhöhenabfall und $\approx 20\%$ iger Förderhöhenabfall. Diese vier Messpunkte sind in Abbildung 5.3 durch die eingekreisten Bereiche der Abreißkurve dargestellt und werden im weiteren Verlauf als die Betriebspunkte 1 bis 4 des standardisierten Messablaufs bezeichnet.

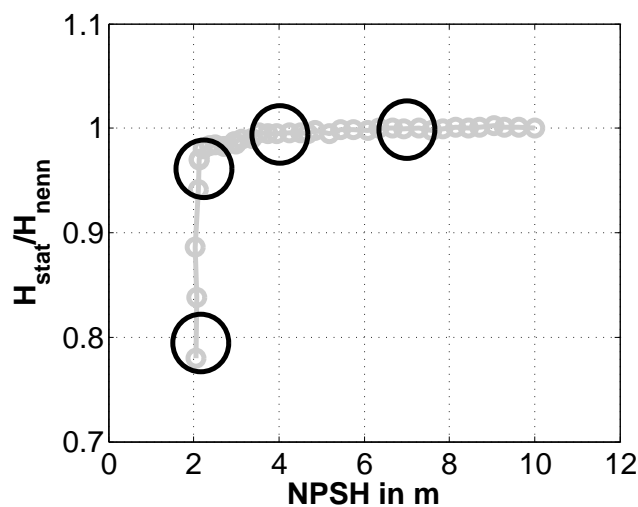


Abbildung 5.3.: Abreißkurve mit den vier ausgewiesenen Zugfestigkeitsmesspunkten

Die mittleren beiden Zugfestigkeitsmesspunkte ergeben sich direkt aus den üblichen zur Beurteilung des Kavitationsverhaltens einer Pumpe herangezogenen Kriterien. Der erste Messpunkt wurde deshalb ausgewählt, weil er hinsichtlich der bei einem jeweiligen Abreißversuch vorliegenden Wasserqualität eine Art Referenzzustand darstellt, mit dem die Ergebnisse am aussagekräftigsten mit denen anderer Abreißversuche verglichen werden können. Der letzte Messpunkt ist hauptsächlich im Zusammenhang mit der Installation von jeweils einer In-situ-Düse saug- und druckseitig der Versuchspumpe von Interesse. Bei einem Förderhöhenabfall von 20% liegt in den Schaufelkanälen der Versuchspumpe stark ausgebildete Kavitation vor, bei der bereits große Teile der Kanäle mit Dampf

ausgefüllt sind. Dieser Zustand stellt somit einen idealen Untersuchungsfall zur Überprüfung der Messbarkeit der Änderung der Zugfestigkeit bzw. der Keimverteilung durch ein Gebiet ausgebildeter Kavitation dar (vgl. [83], [18]).

Basierend auf der Grundannahme, dass die durch den Messvorgang mit der In-situ-Düse detektierten Keime stets kugelförmig sind und aus einem Dampf-Luft-Gemisch bestehen, ist gemäß den Ausführungen in Kapitel 2.1.3 die Kenntnis des gelösten Luftgehalts bzw. des Sättigungsgrades des Wassers zum Zeitpunkt der Messung eine elementare Voraussetzung für die korrekte Bewertung des Messergebnisses. Aus diesem Grund wurden im Rahmen der Ausarbeitung des standardisierten Messablaufs für Abreißversuche die folgenden zwei Varianten der Luftgehaltsbestimmung untersucht:

1. direkte Bestimmung des Luftgehalts in jedem Zugfestigkeitsmesspunkt
2. Interpolation zwischen den direkt bestimmten Luftgehalten unmittelbar vor dem ersten und nach dem letzten Messpunkt der Zugfestigkeit.

Dabei wurden für die mittleren beiden Zugfestigkeitsmesspunkte nach beiden Methoden nahezu identische Werte des Luftgehalts ermittelt, so dass, wegen des wesentlich höheren Zeitaufwands für die direkte Methode, für sämtliche Untersuchungen die Interpolationsmethode angewendet wurde.

Der hier beschriebene standardisierte Messablauf bei Abreißversuchen wurde bei sämtlichen Experimenten des in Tabelle 5.1 gegebenen Versuchsprogramms angewendet. Im Zuge dessen wurde für jeden Wert der in der ersten Spalte angegebenen Variationsparameter Luftgehalt, Betriebspunkt und Verweilzeit jeweils eine Vielzahl von Messreihen durchgeführt. Aufgrund der Fülle der dabei entstandenen Messdaten und insbesondere wegen der durch die nachfolgende Auswertung festgestellten stark unterschiedlichen tatsächlichen Relevanz der Einflussparameter sowie aufgrund der in Kapitel 5.3.1 erläuterten Unabhängigkeit der In-situ-Düsen-Messungen von den Untersuchungen an der Versuchspumpe, werden im Folgenden nur die beiden bemerkenswertesten Ergebnisse diskutiert. Eine zusammengefasste Darstellung der Ergebnisse der im Rahmen des Versuchsprogramms aus Tabelle 5.1 durchgeführten In-situ-Düsen-Messungen ist jedoch in Anhang A zu finden.

5.3.3. Einfluss der Düsenrandbedingungen

In Abbildung 5.4 sind die aus einer gleichzeitigen Messung der Zugfestigkeit saug- und druckseitig der Versuchspumpe resultierenden Konzentrationsverläufe dargestellt. Der in die Düsenrandbedingungen einfließende hier letztlich variierte Parameter ist der Düseneintrittsdruck, welcher aufgrund der grundsätzlich unterschiedlichen Druckniveaus an den Einbaupositionen der Düsen in Tabelle 5.1 nicht explizit aufgeführt wurde. Im konkreten Fall lag der Druck auf der Saugseite bei 0,5 bar und auf der Druckseite bei 2,0 bar, so dass dieser Betriebspunkt dem kavitationsfreien Referenzzustand des standardisierten Messablaufs bei Abreißversuchen entspricht. Mit einem Sättigungsgrad von ca. 69% bezogen auf den saugseitigen Druck lag hier eine deutliche Untersättigung des Anlagenwassers vor.

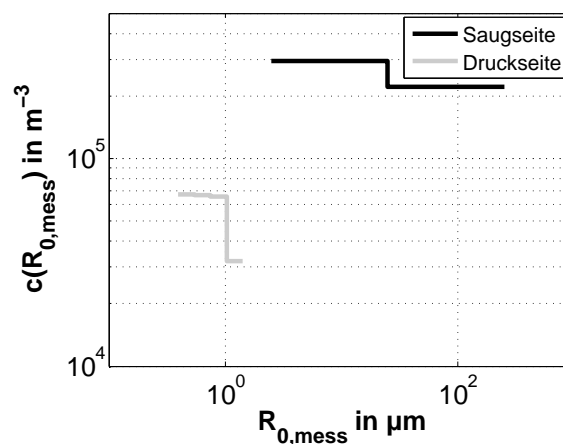


Abbildung 5.4.: Einfluss der Düsenrandbedingungen auf die Konzentrationsverteilung

Saugseite: $p_{ein} = 0,5 \text{ bar}$, $f \approx 69\%$, $R_{Tol.} = 85\%$

Druckseite: $p_{ein} = 2,0 \text{ bar}$, $f \approx 15\%$, $R_{Tol.} = 20\%$

Aus dem gezeigten Vergleich ergibt sich als in dieser Form sehr überraschendes Ergebnis, dass das Keimspektrum auf der Druckseite gegenüber dem auf der Saugseite um ca. zwei Größenordnungen in Richtung kleinerer Keime verschoben ist. Da beide Düsen identisch sind und die Keimradien für die Darstellung gemäß Kapitel 3.11.2.2 in beiden Fällen bereits auf Umgebungsdruck skaliert wurden, müssen die Keime aufgrund von Diffusion von Luft in das umgebende Wasser beim Durchgang durch die Pumpe geschrumpft sein. Dies ergibt sich auch aus dem bereits in Kapitel 3.8.2.3 gezogen Vergleich zwischen der Verweilzeit und der Diffusionszeit von 50 ms für einen Keim mit einem typischen Durchmesser von 10 μm . Bei der sich im Optimum der Versuchspumpe ($Q_{Anl.} = 125 \text{ m}^3/\text{h}$) ergebenden Verweilzeit von etwa 0,5 s zwischen Pumpeneintritt und druckseitiger Messposition ist die Diffusionszeit um eine Größenordnung kleiner als die Verweilzeit, und Diffusion kann nicht mehr vernachlässigt werden.

5.3.4. Einfluss des Kavitationszustands

Abbildung 5.5 zeigt den Einfluss des Betriebspunktes der Versuchspumpe bzw. des darin vorliegenden Kavitationszustandes auf die Keimverteilung auf der Druckseite, also stromab des Kavitationsgebietes. Es ist sofort erkennbar, dass das Vorhandensein eines ausgebildeten Kavitationsgebietes stromauf der Messposition zu einem starken Anstieg der Keimkonzentrationen über das gesamte Größenspektrum führt. Darüber hinaus vergrößert sich das Größenspektrum in Richtung größerer Radien (vgl. auch [46]). Zwar ist dieser Effekt in Bezug auf den Absolutwert des Keimradius nur gering, aufgrund der insgesamt sehr kleinen Keimradien entspricht dies jedoch einem relativen Keimwachstum von ca. 70%. Mit diesem Ergebnis wird der mit anderen Messverfahren wie z.B. dem Acoustic Bubble Spectrometer bereits vielfach festgestellte Effekt des Anstiegs des Keimgehalts bzw. der Anfachung des Keimwachstums durch ein ausgebildetes Kavitationsgebiet (vgl. z.B. [18]) bestätigt.

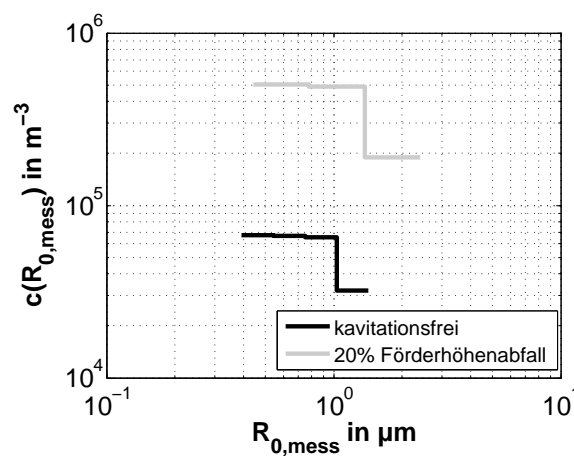


Abbildung 5.5.: Einfluss des Kavitationszustands in der Pumpe auf die Konzentrationsverteilung

Betriebspunkt 1: $p_{ein} = 2$ bar, $f \approx 15\%$, $R_{Tol.} = 20\%$

Betriebspunkt 4: $p_{ein} = 1,2$ bar, 20% Förderhöhenabfall in der Pumpe, $R_{Tol.} = 30\%$

6. Zusammenfassung und Ausblick

Ausgehend von der im Rahmen mehrerer vorangegangener Forschungsvorhaben konzipierten In-situ-Düse wurde im Rahmen dieser Arbeit ein In-situ-Messsystem zur Ermittlung der Konzentration von kavitationsinduzierenden Keimen in hydraulischen Versuchsanlagen entwickelt. Dabei wurde zunächst gezeigt, dass der Einsatz numerischer Strömungssimulationen zur Ermittlung der optimalen Düsengeometrie ein wichtiger erster Schritt zur Überwindung der wesentlichen Nachteile existierender Suszeptibilitätsmessgeräte war.

Durch die Untersuchungen zum Keimwachstum in der In-situ-Düse, zunächst auf Basis einer rein statischen Betrachtung und im Anschluss daran anhand von Simulationen der Keimdynamik mit dem numerischen Modell von Brunn, konnte gezeigt werden, dass für eine in der Düse kavitierende Blase die statische Betrachtung ausreichend ist. Auch die zusätzliche Berücksichtigung von molekularer Diffusion von Luft zwischen dem Keim und der diesen umgebenden Flüssigkeit ist aufgrund der geringen Verweilzeiten der Keime in der Düse nicht erforderlich.

Unter Einbeziehung sämtlicher mit dem akustischen Messprinzip einhergehenden Einschränkungen in Bezug auf die Detektion von Einzelereignissen wurden ein für Zugfestigkeitsmessungen mit dem In-situ-Messsystem grundsätzlich anzuwendender standardisierter Messablauf und ein weitestgehend automatisch ablaufendes Auswerteverfahren entwickelt. Auf dieser Basis wurden unter Variation der Düsenrandbedingungen zunächst nur mit der auf der Saugseite der Versuchspumpe des Radialpumpenprüfstands eingebauten Düsenausführung Messungen durchgeführt, mit denen die Funktionsweise des Messverfahrens verifiziert wurde.

Zum Schluss wurden unter gleichzeitigem Einsatz der beiden Düsenausführungen auf der Saug- und Druckseite der Versuchspumpe parallel zu den Abreißversuchen Messungen durchgeführt, durch die der bekannte Effekt des Anstiegs des Keimgehalts durch ein in diesem Fall ausgebildetes Kavitationsgebiet in der Versuchspumpe nachgewiesen werden konnte.

Anhand der durch die Untersuchungen am Radialpumpenprüfstand erzielten Ergebnisse kann abschließend festgestellt werden, dass die wesentlichen Einflüsse der im Zusammenhang mit Kavitationsuntersuchungen üblicherweise variierten Anlagenparameter auf den Keimgehalt der Flüssigkeit mit dem In-situ-Messsystem erfasst werden können und das in dieser Arbeit entwickelte Verfahren zur Detektion von kavitationsinduzierenden Keimen in hydraulischen Anlagen verwendet werden kann.

Die unten stehende Liste enthält einige Ideen für eventuelle weitere Untersuchungen auf Basis der in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse:

- Der Vergleich zwischen dem turbulenten Diffusionskoeffizienten mit der typischen Verweilzeit eines Keims in der Düse in Kapitel 3.8.2.3 hat gezeigt, dass bei durch Turbulenz angeregter Diffusion diese für die Betrachtung des Keimwachstums in der Düse nicht mehr vernachlässigbar ist. Zur genaueren Untersuchung dieses Einflusses bietet sich eine entsprechende Modifikation des numerischen Keimmodells von Brunn an.
- Eine der Grundvoraussetzungen im Zusammenhang mit der Verwendung der In-situ-Düse als Keimspektrometer ist die Annahme, dass ein mit der Düse detektiertes Ereignis stets auf das Kavitieren einer Einzelblase zurückzuführen ist. Dies ist gleichbedeutend mit der Vernachlässigung von Blasenwechselwirkungen. Zwar wurde durch Einführung der Ereignisrate bzw. der Detektionsrate der Mehrfachdetektion von Keimen vorgebeugt, Untersuchungen von Chahine und Liu [26], Hamilton et al. [47] oder Kuhn de Chizelle et al. [59] zufolge können Blasenwechselwirkungen jedoch erheblichen Einfluss auf das Wachstum und den Zerfallsprozess von Blasen haben. Eine Möglichkeit zur näheren Untersuchung der Relevanz von Blasenwechselwirkungen für das Keimwachstum bzw. den Detektionsprozess in der In-situ-Düse ist eine entsprechende Erweiterung des Brunn'schen Keimmodells. Entsprechende Ansätze hierzu finden sich bei Chahine und Liu [27], Bremond et al. [13] oder Arora et al. [4].
- Der letzte Punkt besteht in der Empfehlung eines Vergleichs des in dieser Arbeit vorgestellten Messverfahrens mit einer anderen, vorzugsweise optischen Messmethode. Zwar gibt Gindroz in [43] die unterschiedlichen Messbereiche der verschiedenen Messverfahren als ein grundsätzliches Problem bei quantitativen Vergleichen zwischen unterschiedlichen Messmethoden an, im Umkehrschluss bedeutet dies jedoch, dass bei Beschränkung auf einen rein qualitativen Vergleich keine Gefahr für eine Fehlinterpretation der entsprechenden Ergebnisse besteht. In diesem Zusammenhang wurden im Rahmen dieser Arbeit durch gleichzeitiges Messen mit dem In-situ-Messsystem und einem hier als *Keimfotographie* bezeichneten optischen Messverfahren bereits erste Untersuchungen durchgeführt. Aufgrund verschiedener messtechnischer Probleme mit dem Keimfotographieverfahren konnten dabei jedoch keine belastbaren Ergebnisse erzielt werden, so dass auf einen entsprechenden Vergleich der beiden Messverfahren in dieser Arbeit letztlich verzichtet werden musste. Eine kurze Beschreibung der grundsätzlichen Funktionsweise des Keimfotographieverfahrens sowie des Versuchsaufbaus für den Vergleich der beiden Messverfahren ist jedoch in Anhang B gegeben.

Literaturverzeichnis

- [1] Alber, H.-D.: persönliche Mitteilung, Okt 2011.
- [2] Ancusa, V. R. and Anton, I. M.: The Gas Nuclei Content and the Cavitation Inception. In Proceedings of *The Second International Symposium on Cavitation CAV1994*, Tokyo, Japan, April 1994, pp. 355–360.
- [3] Arndt, R.: From Wageningen to Minnesota and Back: Perspectives on Cavitation Research. In Proceedings of *The Sixth International Symposium on Cavitation CAV2006*, Wageningen, Niederlande, September 2006.
- [4] Arora, M., Ohl, C.-D. and Lohse, D.: Cavitation Clusters with Controlled Nuclei Number Density. In Proceedings of *The Sixth International Symposium on Cavitation CAV2006*, Wageningen, Niederlande, September 2006.
- [5] Bachert, R.: Dreidimensionale, instationäre Effekte kavitierender Strömungen – Analyse an Einzelprofilen und in einer Radialpumpe. *Dissertation*, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 2004.
- [6] Baur, T., Köngeter, J. and Leucker, R.: Effects of Dissolved Gas on Cavitation Inception in Free Surface Flows. In Proceedings of *Third International Symposium on Cavitation*, Grenoble, France, April 1998, pp. 155–159.
- [7] Beinert, C., Schaad, C. and Stoffel, B.: In-situ-Düse II - Abrundung. Abschlussbericht zum FKM Forschungsvorhaben Nr. 701920, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 2004.
- [8] Beinert, C. and Stoffel, B.: Auslegung (CFD-Modell), Konstruktion und Erprobung eines Messgerätes zur Bestimmung der Zugspannungsfestigkeit von Wasser. Abschlussbericht zum FKM Forschungsvorhaben Nr. 071710, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 2002.
- [9] Billet, M. L.: Cavitation Nuclei Measurement – A Review. In Proceedings of *ASME Cavitation and Multiphase Flow Forum*, Albuquerque, New Mexico, 1985, pp. 31–38.
- [10] Billet, M. L.: Cavitation Nuclei Measurements With an Optical System. *Journal of Fluids Engineering*, 108, 3, Sep 1986, pp. 366–372.
- [11] Billet, M. L. and Gates, E. M.: A Comparison of Two Optical Techniques for Measuring Cavitation Nuclei. *Journal of Fluids Engineering*, 103, 1, Mar 1981, pp. 8–13.

- [12] Borkent, B., Dammer, S., Lohse, D., Schönherr, H. and Vancso, J.: Experimental Study on Potential Cavitation Nuclei: Surface Nanobubbles and Bubbles Trapped in Well-Defined Nanopits. In Proceedings of *WIMRC 2nd International Cavitation Forum*, Warwick, UK, Jul 7–9 2008, S. C. Li, Ed., University of Warwick, Coventry.
- [13] Bremond, N., Arora, M., Ohl, C.-D. and Lohse, D.: Cavitation on Surfaces. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 17, 45, 2005, pp. S3603–S3608.
- [14] Bremond, N., Arora, M., Ohl, C.-D. and Lohse, D.: Controlled Multibubble Surface Cavitation. *Phys. Rev. Lett.*, 96, 22, Jun 2006, p. 224501.
- [15] Brennen, C. E.: Cavitation and Bubble Dynamics. The Oxford Engineering Science Series. Oxford University Press, New York, 1995.
- [16] Briggs, L. J.: Limiting Negative Pressure of Water. *Journal of Applied Physics*, 21, 7, 1950, pp. 721–722.
- [17] Bronstein, I. N., Semendjajew, K. A., Musiol, G. and Mühlig, G.: Taschenbuch der Mathematik, 4 ed. Verlag Harri Deutsch, 1999.
- [18] Brunn, B.: Kavitation und die Zugfestigkeit von Flüssigkeiten. *Dissertation*, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 2006.
- [19] Brunn, B.: Kavitation und die Zugfestigkeit von Flüssigkeiten. *Dissertationsvortrag*, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 26. April 2006.
- [20] Brunn, B.: persönliche Mitteilung, Nov 2008.
- [21] Ceccio, S. L. and Brennen, C. E.: Observations of the Dynamics and Acoustics of Travelling Bubble Cavitation. *Journal of Fluid Mechanics Digital Archive*, 233, 1, Dec 1991, pp. 633–660.
- [22] Ceccio, S. L., Gowin, S. and Gindroz, B.: A Comparison of CSM Bubble Detection Methods. In Proceedings of *Cavitation and Gas-Liquid Flow in Fluid Machinery Devices, Fluids Engineering and Laser Anemometry Conference and Exhibition (FED-Vol. 226)*, Hilton Head Island, South Carolina, USA, August 13–18, 1995, ASME/JSME, pp. 43–49.
- [23] Chahine, G. L. and Bovis, A. G.: Pressure Field Generated by Nonspherical Bubble Collapse. *Journal of Fluids Engineering*, 105, 3, Sep 1983, pp. 356–362.
- [24] Chahine, G. L., Courbiere, P. and Garnaud, P.: Correlation between Noise and Dynamics of Cavitation Bubbles. In Proceedings of *Sixth Conference on Fluid Machinery*, Budapest, 1979, vol. 1, Akademiai Kiado, pp. 200–209.
- [25] Chahine, G. L., Kalumuck, K. M., Cheng, J.-Y. and Frederick, G. S.: Validation of Bubble Distribution Measurements of the ABS Acoustic Bubble Spectrometer with High Speed Video Photography. In Proceedings of *The Fourth International Symposium on Cavitation CAV2001*, Pasadena, California, USA, June 20–23, 2001, C. E. Brennen, Ed., California Institute of Technology.

- [26] Chahine, G. L. and Liu, H. L.: Collective Effects on the Growth of Vapor Bubbles in a Superheated Liquid. *Journal of Fluids Engineering*, 106, 4, Dec 1984, pp. 486–490.
- [27] Chahine, G. L. and Liu, H. L.: A Singular-Perturbation Theory of the Growth of a Bubble Cluster in a Superheated Liquid. *Journal of Fluid Mechanics*, 156, 1, Jul 1985, pp. 257–279.
- [28] Chahine, G. L. and Shen, Y. T.: Bubble Dynamics and Cavitation Inception in Cavitation Susceptibility Meters. *Journal of Fluids Engineering*, 108, 4, Dec 1986, pp. 444–452.
- [29] Chahine, G. L. and Tanguay, M.: Acoustic Measurements of Bubbles in Biological Tissue. In Proceedings of *WIMRC 2nd International Cavitation Forum*, Warwick, UK, Jul 7–9 2008, S. C. Li, Ed., University of Warwick, Coventry.
- [30] Crank, J.: The Mathematics of Diffusion, 2 ed. Oxford University Press, 1975.
- [31] d'Agostino, L. and Acosta, A. J.: On the Design of Cavitation Susceptibility Meters (C.S.M.'s). In Proceedings of *20th Amercian Towing Tank Conference*, Hoboken, New Jersey, USA, 2–4 August, 1983, Davidson Laboratory, Stevenson Institute of Technology.
- [32] d'Agostino, L. and Acosta, A. J.: A Cavitation Susceptibility Meter with Optical Cavitation Monitoring – Part One: Design Concepts. *Journal of Fluids Engineering*, 113, 2, Jun 1991, pp. 261–269.
- [33] d'Agostino, L. and Acosta, A. J.: A Cavitation Susceptibility Meter with Optical Cavitation Monitoring – Part Two: Experimental Apparatus and Results. *Journal of Fluids Engineering*, 113, 2, Jun 1991, pp. 270–277.
- [34] d'Agostino, L., Pham, T. and Green, S.: Comparison of a Cavitation Susceptibility Meter and Holography for Nuclei Detection in Liquids. *Journal of Fluids Engineering*, 111, 2, Jun 1989, pp. 197–203.
- [35] Damaschke, N., Nobach, H., Nonn, T. I., Semidetnov, N. and Tropea, C.: Size and Velocity Measurements with the Global Phase Doppler Technique. In Proceedings of *11th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics*, Lisbon, Portugal, July 8–11 2002, Calouste Gulbenkian Foundation.
- [36] D'Ans-Lax: „Taschenbuch für Chemiker und Physiker“, Band 1: „Physikalisch-chemische Daten“, 4 ed. Springer Verlag, 1992.
- [37] Dugue, C., Fruman, D. H., Billard, J.-Y. and Cerrutti, P.: Dynamic Criterion for Cavitation of Bubbles. *Journal of Fluids Engineering*, 114, 2, Jun 1992, pp. 250–254.
- [38] Duraiswami, R., Prabhukumar, S. and Chahine, G.: Bubble Counting Using an Inverse Acoustic Scattering Method. *Journal of the Acoustical Society of America*, 104, 5, Nov 1998, pp. 2699–2717.
- [39] Franc, J. P., Avellan, F., Belahadji, B., Billard, J. Y., Briancon-Marjollet, L., Fréchou, D., Fruman, D. H., Karmini, A., Kueny, J. L. and Michel, J. M.: La Cavitation – Mécanismes Physiques et Aspects Industriels. Presses Universitaires de Grenoble, 1995.

- [40] Fritsche, M.: Optimierung eines Messsystems zur Untersuchung der Kavitation an einem Kreiselumpenversuchsstand. *Studienarbeit*, Institut für Fluidsystemtechnik (FST), Technische Universität Darmstadt, März 2008.
- [41] Gates, E. M. and Acosta, A. J.: Some Effects of Several Free-Stream Factors on Cavitation Inception on Axisymmetric Bodies. In Proceedings of *12th Symposium on Naval Hydrodynamics*, Washington D. C., 1978.
- [42] Gates, E. M. and Bacon, J.: A Note on the Determination of Cavitation Nuclei Distributions by Holography. *Journal of Ship Research*, 22, 1, Mar 1978, pp. 29–31.
- [43] Gindroz, B.: Qualification of a Centerbody Cavitation Nuclei Counter Using Optical Techniques. In Proceedings of *16th IAHR Symposium on Hydraulic Machinery and Cavitation*, São Paulo, Brasilien, September 14–18 1992, International Association for Hydraulic Research (IAHR).
- [44] Gindroz, B.: Cavitation Nuclei and Cavitation Inception of Marine Propellers: State of the Art at the Dawn of the 21st Century. In Proceedings of *JSME CENTENNIAL GRAND CONGRESS International Conference on Fluid Engineering*, Tokyo, Japan, July 13–16 1997, pp. 225–230.
- [45] Godefroy, H. W. H. E., Jansen, R. H. J., Keller, A. P., Lecoffre, Y., Oldenziel, D. M. and van Reness, R. L. Comparison of Measuring and Control Methods of the Waterquality with Respect to Cavitation Behaviour. Tech. rep., Waterloopkundig Laboratorium Delft Hydraulics Laboratory, Jan 1981.
- [46] Hamadeh, N., Pelz, P. F., Stoffel, B. and Ludwig, G.: Determination of the Tensile Strength and the Nuclei Concentration by Means of the In-Situ-Nozzle. In Proceedings of *7th International Symposium on Cavitation CAV2009*, Ann Arbor, Michigan, USA, August 17-22 2009.
- [47] Hamilton, M. F., Thompson, D. E. and Billet, M. L.: An Experimental Study of Travelling-Bubble Cavitation Noise. *Journal of Fluids Engineering*, 108, 2, Jun 1986, pp. 241–247.
- [48] Harrison, M.: An Experimental Study of Single Bubble Cavitation Noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 24, 6, Nov 1952, pp. 776–782.
- [49] Heller, W.: A New Approach for Determination of Cavitation Sensitivity of Water. In Proceedings of *4th ASM_JSME Joint Fluids Engineering Conference Honolulu, Hawaii, USA, July 6–10, 2003*, 2003.
- [50] Holl, J. W.: Nuclei and Cavitation. *Journal of Basic Engineering*, 92, 4, Dec 1970, pp. 681–688.
- [51] Holl, J. W. and Kornhauser, A. L.: Thermodynamic Effects on Desinent Cavitation on Hemispherical Nosed Bodies in Water at Temperatures from 80 Deg F to 260 Deg F. *Journal of Basic Engineering*, 92, 1, Mar 1970, pp. 44–58.
- [52] Johnson, V. E. and Hsieh, T.: The Influence of Gas Nuclei on Cavitation Inception. In Proceedings of *Sixth Symposium on Naval Hydrodynamics*, Washington D.C., 1966, National Academy Press.

- [53] Kawakami, D., Arndt, R. E. A. and Qin, Q.: Water Quality and the Periodicity of Sheet/Cloud Cavitation. In Proceedings of *ASME Fluids Engineering Division Summer Meeting and Exhibition (FEDSM2005)*, Houston, Texas, USA, June 19-23 2005, pp. 513–517.
- [54] Keller, A. P.: The Influence of the Cavitation Nucleus Spectrum on Cavitation Inception, Investigated with a Scattered Light Counting Method. *Journal of Basic Engineering*, 94, 4, Dec 1972, pp. 917–925.
- [55] Keller, A. P., Rott, H. K., Stoffel, B. and Striedinger, R.: Maßstabseffekte bei der Strömungskavitation. *Forschung im Ingenieurwesen*, 65, 2-3, Oct 1999, pp. 48–57.
- [56] Kelller, A. P. and Eickmann, G.: Velocity and Size Scale Effects for Incipient Cavitation of Axisymmetric Bodies in Water of Different Quality. In Proceedings of *International Symposium on Cavitation Inception, Winter Annual Meeting (FED-Vol. 89)*, San Francisco, California, December 10–15 1989, The American Society of Mechanical Engineers, pp. 79–86.
- [57] Knapp, R. T., Daily, J. W. and Hammitt, F. G.: Cavitation. McGraw-Hill Book Company, 1970.
- [58] Kobayashi, K.: Molecular Gas Dynamics Simulations of the Collapse of Condensable Gas Bubbles. In Proceedings of *WIMRC 2nd International Cavitation Forum*, Warwick, UK, Jul 7–9 2008.
- [59] Kuhn de Chizelle, Y., Ceccio, S. L. and Brennen, C. E.: Observations and Scaling of Travelling Bubble Cavitation. *Journal of Fluid Mechanics – Digital Archive*, 293, 1, Jun 1995, pp. 99–126.
- [60] Lecoffre, Y. and Bonnin, J.: Cavitation Tests and Nucleation Control. In Proceedings of *International Symposium on Cavitation Inception, Winter Annual Meeting*, New York, New York, USA, December 2–7, 1979, ASME, pp. 141–147.
- [61] Lee, Y. J. and Kim, J. H.: A Review of Holographic Applications in Multiphase Flow Visualization Study. *Journal of Fluids Engineering*, 108, 3, Sep 1986, pp. 279–288.
- [62] Lehmann, A. F. and Young, J. O.: Experimental Investigations of Incipient and Desinent Cavitation. *Journal of Basic Engineering*, 86, 2, Jun 1964.
- [63] Leighton, T. G.: The Acoustic Bubble. Academic Press, 1994.
- [64] Liu, Z. and Brennen, C. E.: Models of Cavitation Event Rates. In Proceedings of *International Symposium on Cavitation, CAV'95*, Deauville, France, May 2–5 1995, B. d'essais des carènes, Ed., pp. 321–328.
- [65] Liu, Z. H. and Brennen, C. E.: Cavitation Nuclei Population and Event Rates. *Journal of Fluids Engineering–Transactions of the ASME*, 120, 4, Dec 1998, pp. 728–737.
- [66] Lohrberg, H.: Messung und aktive Kontrolle der erosiven Aggressivität der Kavitation in Turbomaschinen. *Dissertation*, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 2002.
- [67] Matsumoto, Y.: Contribution of Homogeneous Condensation Inside Cavitation Nuclei to Cavitation Inception. *Journal of Fluids Engineering*, 108, 4, Dec 1986, pp. 433–437.

- [68] Matsumoto, Y. and Beylich, A. E.: Influence of Homogeneous Condensation Inside a Small Gas Bubble on its Pressure Response. *Journal of Fluids Engineering*, 107, 2, 1985, pp. 281–286.
- [69] Matsumoto, Y. and Shirakura, M.: Mechanisms of Cavitation Nuclei Suspension. In Proceedings of 11th IAHR/AIRH Symposium, Operating Problems of Pump Stations and Power Plants, section of Fluid Machinery, Equipment and Cavitation, Amsterdam, Netherlands, September 13–17 1982, vol. 4, Delft Hydraulics Laboratory.
- [70] Milton, S. G. and Arakeri, V. H.: Studies on Cavitation Inception Process in Separated Flows. *Journal of Fluids Engineering*, 114, 1, Mar 1992, pp. 85–92.
- [71] Mørch, K. A.: Reflections on Cavitation Nuclei in Water. *Physics Of Fluids*, 19, 072104, 7, Jul 2007, pp. 072104–1–072104–7.
- [72] Murai, H. and Ihara, A.: Effects of Free Stream Turbulence and Free Stream Velocity on Cavitation Inception on Axisymmetric Bodies. *Rep. Inst. High Speed Mech.*, 42, No. 329, 1980, pp. 79–99.
- [73] O'Hern, T. J., Katz, J. and Acosta, A.: Holographic Measurements of Cavitation Nuclei in the Sea. In Proceedings of Cavitation and Multiphase Flow Forum 1985, Winter Annual Meeting (FED-Vol. 23), Miami, Florida, USA, Jan 1985, ASME, pp. 39–42.
- [74] Oldenziel, D. M.: A New Instrument in Cavitation Research: The Cavitation Susceptibility Meter. *Journal of Fluids Engineering*, 104, 2, Jun 1982, pp. 136–142.
- [75] Oldenziel, D. M., Jansen, R. H. J., Keller, A. P., Lecoffre, Y. and van Renesse, R. L.: Comparison of Instruments for the Detection of Bubbles and Particles in Water During Cavitation Studies. In Proceedings of IAHR/AIRH Symposium, Operating Problems of Pump Stations and Power Plants, Amsterdam, Netherlands, 1982, IAHR/AIRH.
- [76] Parkin, B. and Ravindra, K.: Convective Gaseous Diffusion in Steady Axisymmetric Cavity Flows. *Journal of Fluids Engineering*, 113, 2, Jun 1991, pp. 285–289.
- [77] Pelz, P.: persönliche Mitteilung, Nov 2008.
- [78] Peterson, F. B.: Hydrodynamic Cavitation and Some Considerations of the Influence of Free Gas Content. In Proceedings of Ninth Symposium on Naval Hydrodynamics, Paris, France, Aug 20–25 1972, R. Brard and A. Castera, Eds., vol. 2 (1975), General Books LLC (March 28, 2010), pp. 1131–1178.
- [79] Peterson, F. B., Danel, F., Keller, A. and Lecoffre, Y.: Comparative Measurements of Bubble and Particulate Spectra by Three Optical Methods. In Proceedings of 14th International Towing Tank Conference, Ottawa, September 1975, vol. 2, pp. 27–52.
- [80] Pham, T. M., Michel, J. M. and Lecoffre, Y.: Development of a New Type of CSM: Design Concepts and Investigation of Performance Characteristics. In Proceedings of International Symposium on Cavitation CAV'95, Deauville, France, May 1995, B. d'essais des carènes, Ed., pp. 305–312.

- [81] Pham, T. M., Michel, J. M. and Lecoffre, Y.: Dynamical Nuclei Measurement: On the Development and the Performance Evaluation of an Optimized Center-Body Meter. *Journal of Fluids Engineering*, 119, 4, Dec 1997, pp. 744–751.
- [82] Popall, R.: Experimentelle Untersuchungen an einem Kreislumpenversuchsstand zur Ermittlung der statistischen Verteilung von Kavitationskeimen. *Studienarbeit*, Institut für Fluidsystemtechnik (FST), Technische Universität Darmstadt, Mai 2009.
- [83] Rood, E. P.: Review-Mechanisms of Cavitation Inception. *Journal of Fluids Engineering*, 113, 2, Jun 1991, pp. 163–175.
- [84] Schaad, C., Beinert, C., Brunn, B., Ludwig, G. and Stoffel, B.: The “In-situ-Nozzle“, A Device for Measuring Tensile Strength of Fluids Directly in Operating Pump Loops. In Proceedings of *The Sixth International Symposium on Cavitation CAV2006*, Wageningen, Niederlande, September 2006.
- [85] Shen, Y. T. and Gowing, S.: Scale Effect on Bubble Growth and Cavitation Inception in Cavitation Susceptibility Meters. In Proceedings of *Cavitation and Multiphase Flow Forum 1985, Winter Annual Meeting (FED-Vol. 23)*, Miami, Florida, USA, Jan 1985, ASME, pp. 14–16.
- [86] Shen, Y. T., Gowing, S. and Pierca, R.: Cavitation Susceptibility Measurements by a Venturi. In Proceedings of *International Symposium on Cavitation Inception*, 1984, ASME, pp. 9–18.
- [87] Shima, A. and Sakai, I.: On the Equation of the Size Distribution of Bubble Nuclei in Liquids (Report 2). *Rep. Inst. High Speed Mech., Ser B*, 54, 386, 1987, pp. 51–59.
- [88] Skripov, V. P.: Metastable Liquids. John Wiley & Sons, Inc., 1974.
- [89] Stoffel, B. and Striedinger, R.: Kavitation. Vorlesungsumdruck, Technische Universität Darmstadt, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), 2000.
- [90] Striedinger, R.: Ein Beitrag zur Bedeutung der Wasserqualität und von Maßstabsgesetzen in Kreislumpen bei beginnender Kavitation. *Dissertation*, Fachgebiet Turbomaschinen und Fluidantriebstechnik (TFA), Technische Universität Darmstadt, 2002.
- [91] Tychonoff, A. N. and Samarski, A. A.: Differentialgleichungen der Mathematischen Physik, 1. ed. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, 1959.
- [92] Urban, K.: Partielle Differentialgleichungen. Vorlesungsumdruck, Universität Ulm, Institut für Numerische Mathematik, 2004.
- [93] van Wijngaarden, L.: On the Growth of Small Cavitation Bubbles by Convective Diffusion. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 10, 2, Feb 1967, pp. 127–134.
- [94] Watanabe, M. and Prosperetti, A.: Mass Diffusion Effects on Cavitation Nuclei. In Proceedings of *The Second International Symposium on Cavitation, April 1994, Tokyo, Japan*, 1994.
- [95] Weitendorf, E. A.: Wasserqualität und Kavitation bei Modellversuchen für Schiffspropeller. Vortrag bei *Workshop Kavitation in Technik und Medizin*, Kloster Drübeck, Drübeck, Sachsen-Anhalt, Deutschland, 15-16 Juni 2009.

- [96] Wieczorek, M.: Experimentelle Untersuchungen von Kavitation an einem Kreiselpumpenversuchsstand. *Studienarbeit*, Institut für Fluidsystemtechnik (FST), Technische Universität Darmstadt, Oktober 2008.
- [97] Zheng, Q., Durben, D. J., Wolf, G. H. and Angell, C. A.: Liquids at Large Negative Pressures: Water at the Homogeneous Nucleation Limit. *Science*, 254, 5033, Nov 1991, pp. 829–832.

A. Messergebnisse

A.1. Einfluss des Luftgehalts

Abbildung A.1 zeigt den Einfluss des Luftgehalts auf die Konzentrationsverteilung und die Pseudokavitationskeimkonzentration. Bei den zugrundeliegenden Messungen lagen die folgenden Parameter vor:

- Düsen Eintrittsdruck: $p_{sys} = 0,9 \text{ bar}$ (\cong kavitationsfreier Referenzzustand in der Versuchspumpe)
- Luftgehalt: variiertes Parameter
- Anlagenbetriebspunkt: $Q = Q_{opt}$
- Verweilzeit: lang (großer Kreislauf)

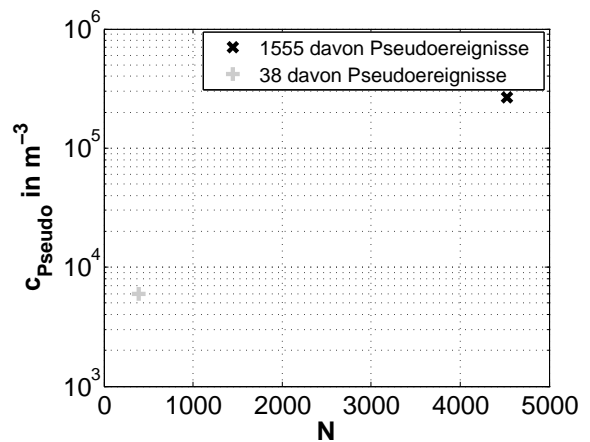
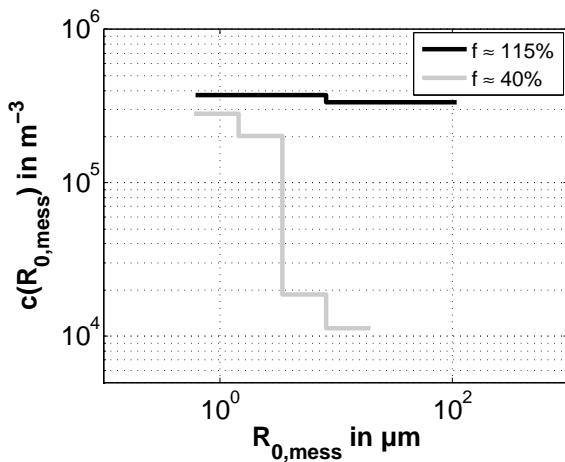


Abbildung A.1.: Einfluss des Luftgehalts auf die Konzentrationsverteilung und die Pseudokavitationskeimkonzentration.

links: Konzentrationsverteilungen für $f \approx 115\%$ ($R_{Tol.} = 90\%$) und $f \approx 40\%$ ($R_{Tol.} = 45\%$)

rechts: Korrespondierende Pseudokavitationskeimkonzentrationen in Abhängigkeit der Anzahl der detektierten Ereignisse

A.2. Einfluss des Anlagenbetriebspunktes

Abbildung A.2 zeigt den Einfluss des Anlagenbetriebspunktes (des Lastfalls) auf die Konzentrationsverteilung und die Pseudokavitationskeimkonzentration. Bei den zugrundeliegenden Messungen lagen die folgenden Parameter vor:

- Düseneintrittsdruck: $p_{sys} = 0,3 \text{ bar}$ (\cong Kavitationsbeginn in der Versuchspumpe)
- Luftgehalt: $f \approx 150\%$
- Anlagenbetriebspunkt: variiertes Parameter
- Verweilzeit: lang (großer Kreislauf)

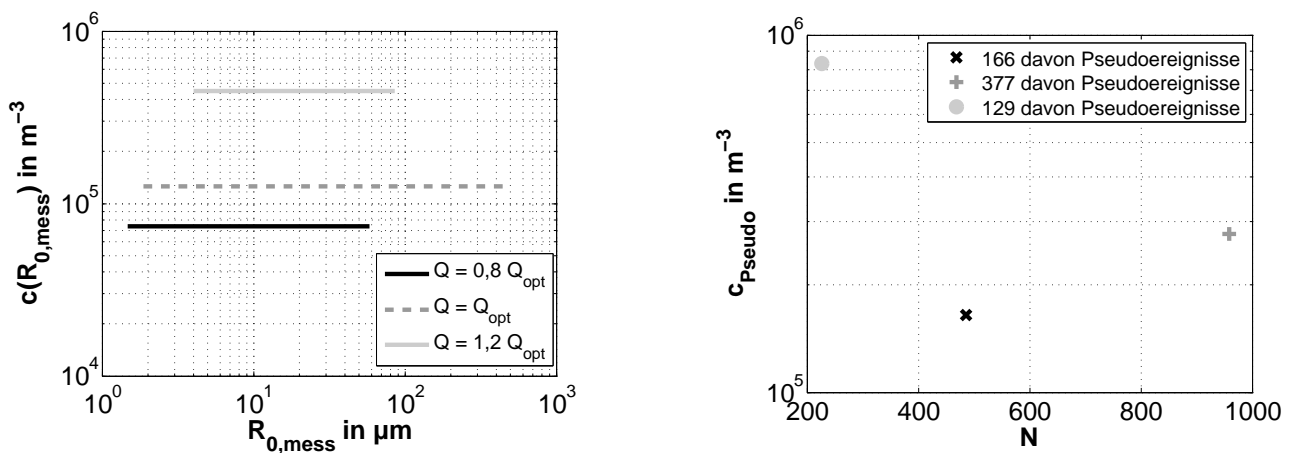


Abbildung A.2.: Einfluss des Anlagenbetriebspunktes auf die Konzentrationsverteilung und die Pseudokavitationskeimkonzentration.

links: Konzentrationsverteilungen für $Q = 0,8 Q_{opt}$ ($R_{Tol.} = 100\%$); $Q = Q_{opt}$ ($R_{Tol.} = 100\%$) und $Q = 1,2 Q_{opt}$ ($R_{Tol.} = 95\%$)

rechts: Korrespondierende Pseudokavitationskeimkonzentrationen in Abhängigkeit der Anzahl der detektierten Ereignisse.

A.3. Einfluss der Verweilzeit

Abbildung A.3 zeigt den Einfluss der Verweilzeit und der Kreislaufkonfiguration auf die Konzentrationsverteilung und die Pseudokavitationskeimkonzentration. Bei den zugrundeliegenden Messungen lagen die folgenden Parameter vor:

- Düseneintrittsdruck: $p_{sys} = 0,3 \text{ bar}$ (\cong Kavitationsbeginn in der Versuchspumpe)
- Luftgehalt: $f \approx 190\%$
- Anlagenbetriebspunkt: $Q = Q_{opt}$
- Verweilzeit: variierter Parameter

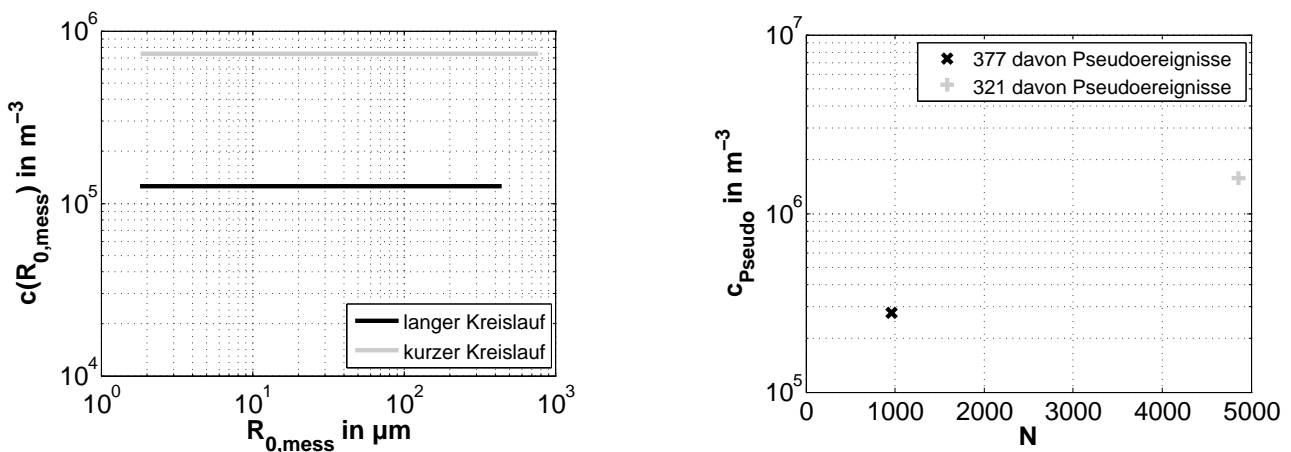


Abbildung A.3.: Einfluss der Verweilzeit auf die Konzentrationsverteilung und die Pseudokavitationskeimkonzentration.

links: Konzentrationsverteilungen bei langer ($R_{Tol.} = 100\%$) und kurzer Verweilzeit ($R_{Tol.} = 100\%$)

rechts: Korrespondierende Pseudokavitationskeimkonzentrationen in Abhängigkeit der Anzahl der detektierten Ereignisse.

B. Vergleichsmessungen

B.1. Keimfotographieverfahren

Eine relativ einfache Möglichkeit zum Vergleich des In-situ-Messsystems mit einer optischen Messmethode bietet ein Verfahren, welches aufgrund der Durchführung fotografischer Aufnahmen der Keime am Messort mit einer Hochgeschwindigkeitscamera als *Keimfotographieverfahren* bezeichnet wird. Die Messung erfolgt dabei wie beim In-situ-Messsystem in einer von Wasser durchströmten, in diesem Fall jedoch notwendigerweise transparenten Rohrleitung, die mithilfe einer starken Lichtquelle (z.B. Stroboskop oder Laser) beleuchtet wird. Durch Anbringung der Hochgeschwindigkeitscamera auf der gegenüberliegenden Seite der Rohrleitung und Verwendung eines Lichtmikroskops als Objektiv, wird ein kleiner Bereich innerhalb der Kernströmung fokussiert, durch den das Messvolumen definiert wird. Bei richtiger Platzierung der Lichtquelle und entsprechender Abstimmung zwischen Lichtquelle und Hochgeschwindigkeitscamera werden die durch das Messvolumen strömenden Keime für die Camera sichtbar. Die grundsätzliche Funktionsweise des Keimfotographieverfahrens ist auch in Abbildung B.1 dargestellt.

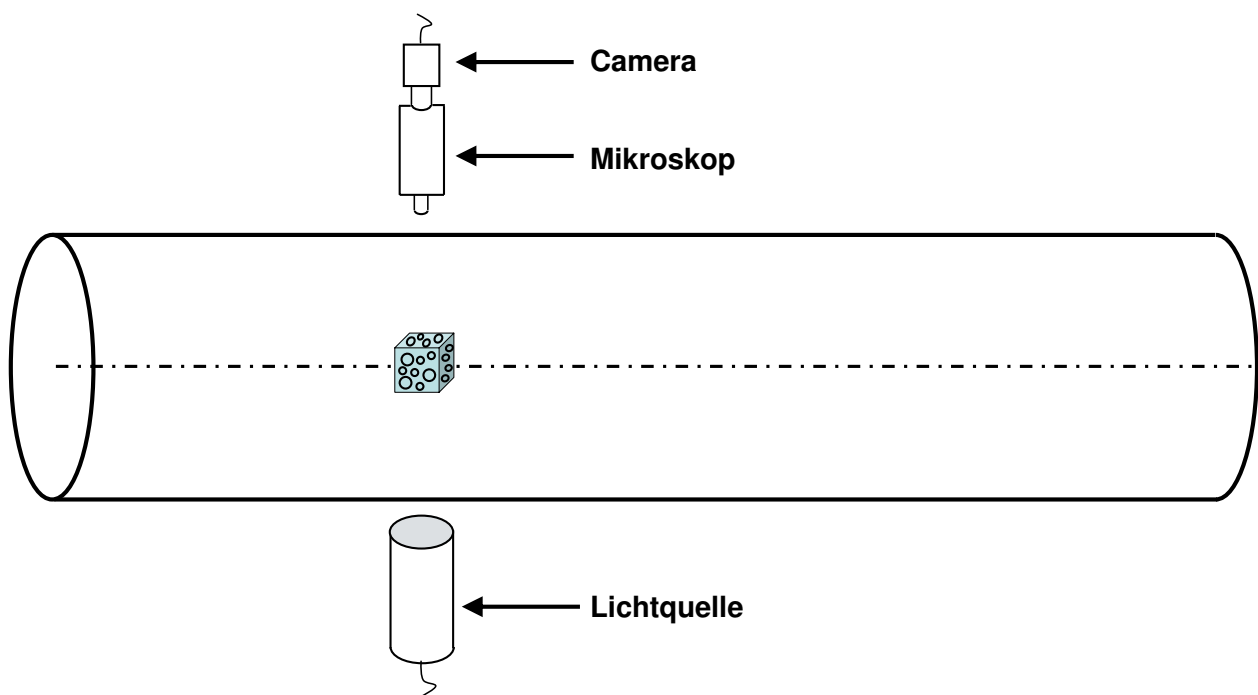


Abbildung B.1.: Schematische Darstellung der Funktionsweise des Keimfotographieverfahrens (nicht maßstäblich)

Die mit der Hochgeschwindigkeitscamera erzeugten Bilder werden mit dem am Institut seit mehreren Jahren erfolgreich eingesetzten so genannten *Pitcountverfahren* ausgewertet, welches von Lohrberg im Rahmen seiner Dissertation entwickelt wurde (vgl. [66]). Dieses normalerweise zur Detektion der durch erosiven Abtrag von der Oberfläche eines festen Materials hervorgerufenen *Pits* verwendete Verfahren wurde so modifiziert, dass hier anstatt der Anzahl der Pits auf den Bildern von Materialoberflächen, die Anzahl der Keime auf den mit der Hochgeschwindigkeitscamera aufgenommenen Bildern ermittelt wird. Zusätzlich zur Anzahl der Pits bzw. Keime, wird mithilfe eines speziellen Algorithmus innerhalb des Pitcountverfahrens auch deren Größe berechnet, so dass durch Bestimmung des Messvolumens und durch geeignete Klassifizierung der Keime ähnlich wie beim In-situ-Messverfahren die Keimkonzentrationen ermittelt werden können.

Abbildung B.2 zeigt schematisch den Versuchsaufbau für den direkten Vergleich des In-situ-Messsystems mit dem Keimfotographieverfahren. Die In-situ-Düse wurde dabei wie in Kapitel 3.4 beschrieben in die transparente Rohrleitung eingebaut und Hochgeschwindigkeitscamera und Lichtquelle so platziert, dass sich das Messvolumen für die Keimfotographie unmittelbar am Düsen Eintritt befindet.

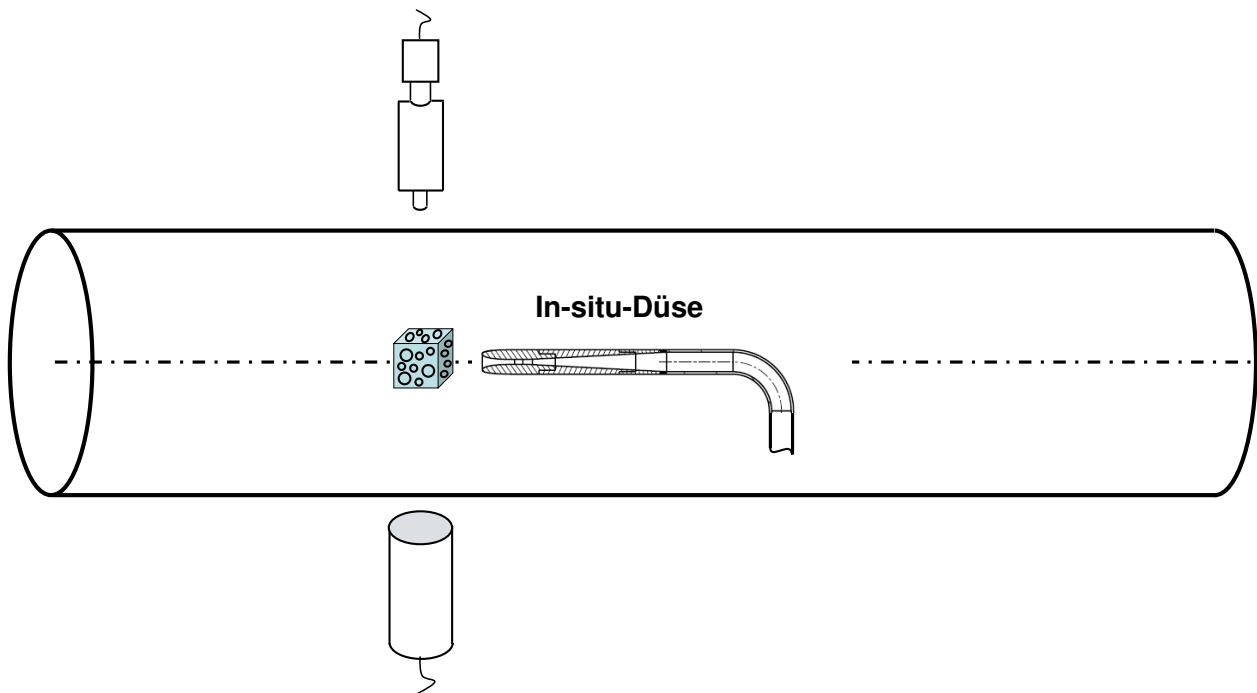


Abbildung B.2.: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für den Vergleich zwischen In-situ-Messsystem und Keimfotographie (nicht maßstäblich)

Wie in Kapitel 6 bereits erwähnt, konnten mit den durchgeführten Vergleichsmessungen zwischen In-situ-Messsystem und Keimfotographie keine belastbaren Ergebnisse erzielt werden. Dies lag in erster Linie an der zu geringen Helligkeit der verwendeten Lichtquelle bzw. an der mangelnden Reproduzierbarkeit bei deren Platzierung und Abstimmung auf die Hochgeschwindigkeitscamera. Durch Verwendung einer besser geeigneten Lichtquelle kann dieses Problem jedoch behoben werden, so

dass die Keimfotographie nach wie vor als ein geeignetes Verfahren für den direkten Vergleich des In-situ-Messsystems mit einer optischen Messmethode bezeichnet werden kann.